



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**PAULO SERGIO NADIN  
CIRURGIÃO DENTISTA**

**AVALIAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO E DA INCLINAÇÃO DENTAL DE  
PRÓTESES TOTAIS SUPERIORES SUBMETIDAS A DIFERENTES MÉTODOS  
DE PROCESSAMENTO EM FUNÇÃO DA SORÇÃO DE ÁGUA COM  
ALTERAÇÃO NA TEMPERATURA E PRESSÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para  
a obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica –  
Área de Prótese Dental.

**Piracicaba – SP**

**2001**

*i*

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**PAULO SERGIO NADIN  
CIRURGIÃO DENTISTA**

**AVALIAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO E DA INCLINAÇÃO DENTAL DE  
PRÓTESES TOTAIS SUPERIORES SUBMETIDAS A DIFERENTES MÉTODOS  
DE PROCESSAMENTO EM FUNÇÃO DA SORÇÃO DE ÁGUA COM  
ALTERAÇÃO NA TEMPERATURA E PRESSÃO**

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-038/83

CPG, 14 / 02 / 02

Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas,  
para a obtenção do Título de Doutor em Clínica  
Odontológica – Área de Prótese Dental.

**Orientadora: Profª. Drª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**

**Piracicaba – SP**

**2001**

*iii*

**UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE**

### Ficha Catalográfica

N125a Nadin, Paulo Sergio.  
Avaliação da desadaptação e da inclinação dental de próteses totais superiores submetidas a diferentes métodos de processamento em função da sorção de água com alteração na temperatura e pressão. / Paulo Sergio Nadin. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.  
xvi, 111p. : il.

Orientadora : Profª Drª Célia Marisa Rizzatti-Barbosa.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas Acrílicas. 2. Adaptação. I. Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 12 de Dezembro de 2001, considerou o candidato PAULO SERGIO NADIN aprovado.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Prof. Dr. GLAUCO RANGEL ZANETTI

3. Profa. Dra. MARIA DA GLORIA CHIARELO DE MATTOS

4. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

5. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

20027958

# *Dedicatória*

À **DEUS**, pela simples maravilha da criação e por nos permitir viver.

A minha esposa, **Juliana**, pelo amor, incentivo e apoio, que me fazem prosseguir.

Aos meus pais, **Luiz Oscar e Marcolina**, que com o seu amor e exemplo de família, honestidade e trabalho plantaram em mim a vontade de lutar e a perseverança para atingir meus objetivos.

Aos meus irmãos, **Marlene e Miguel**, pelo companheirismo que nos une, o apoio e o desejo de meu sucesso.

Dedico este trabalho.

# *Agradecimento Especial*

Agradeço especialmente a minha grande amiga ***Prof.<sup>a</sup> Célia Marisa Rizzatti Barbosa*** que prontamente me acolheu, apoiou e orientou, sempre com respeito e permitindo a liberdade de pensamento na realização de nosso trabalho, sem em nenhum momento demonstrar falta de paciência ou de entusiasmo, e também, pelo exemplo de simplicidade e humanidade, meu reconhecimento, amizade e estima.

# ***Agradecimento***

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas (FOP – Unicamp), na pessoa de seu Diretor ***Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum.***

À Faculdade de Odontologia de Passo Fundo, da Universidade de Passo Fundo (FO – UPF), na pessoa de seu Diretor ***Prof. Rui Getúlio Soares.***

A todos os colegas Curso de Clínica Odontológica, em especial ***Solimar, Rose, Vera Alice, Daniela, Glauco, Frederico, Mello, Eduardo Rocha, Eduardo Carrilho, Rodrigo e Osvaldo*** pela amizade e pela ajuda nos momentos de dificuldade, pelos conhecimentos transmitidos os quais foram importantes na minha formação docente e profissional.

Aos professores da FOP – Unicamp, que colaboraram apoiando e orientando nos trabalhos do curso de mestrado e doutorado em especial os ***Prof<sup>ê</sup>. Dr<sup>ê</sup>. Mário Alexandre Coelho Sinhoretti, Wilkens Aurélio Buarque e Silva e Lourenço Sobrinho*** pela contribuição para a conclusão deste trabalho.

Aos professores e técnicos da área de Materiais Dentários da FOP – Unicamp, por permitirem que parte deste experimento fosse realizado no laboratório da disciplina.

À ***Vipi Dental Ltda***, pelo fornecimento dos dentes artificiais utilizados na elaboração das amostras deste experimento.

Ao colega ***Prof. Dr. Bruno Carline Junior*** grande amigo e incentivador pelo apoio e parceria no decorrer deste trabalho.

À ***FAPESP***, pelo apoio dispensado à nossa pesquisa.

A ***Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Gláucia Maria Bovi Ambrosano***, da área de Bioestatística, Depto. de Odontologia Social (FOP – Unicamp), pela amizade e assessoria na análise estatística.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.



# *Sumário*

<b>RESUMO.....</b>	<b>1</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>3</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>5</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>9</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>41</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>43</b>
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>59</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>65</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>77</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>79</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>89</b>

# Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a adaptação e a alteração na inclinação dental dos primeiros molares de próteses totais superiores em função do método de polimerização, e da sorção de água apresentada pela resina, frente a alterações de pressão e temperatura de armazenagem das amostras. Foram confeccionadas 60 próteses divididas em 4 grupos: (G I) polimerizadas em água  $73 \pm 2$  °C / 9 horas e armazenadas em água à  $37 \pm 2$  °C por 30 dias; (G II) polimerizadas em água  $73 \pm 2$  °C / 9 horas e armazenadas em água sob temperatura de  $60 \pm 2$  °C, pressão de 40 Lib/Pol<sup>2</sup> por 1 hora; (G III) polimerizadas por energia de microondas 500W / 3 minutos e armazenadas em água de  $37 \pm 2$  °C por 30 dias; (G IV) polimerizadas por energia de microondas 500 W / 3 minutos e armazenadas em água sob temperatura de  $60 \pm 2$  °C, pressão de 40 Lib/Pol<sup>2</sup> por 1 hora. Foi feita a análise da inclinação dental nos períodos de enceramento (T0), de polimerização (T1), polimento (T2) e sorção de água (T3). Para o teste de adaptação, a base foi analisada na região de primeiros molares, em sete pontos pré-estabelecidos. Estes foram feitos nos períodos de polimento (T0) e após a de sorção de água (T1). Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ao nível de 5 % de significância. Estes demonstraram que as alterações mais significativas da inclinação dental ocorreram em todos os grupos após o processamento das amostras (T1), sendo de 2,3 °, 0,85 °, 2,54 °, e 3,47° para os grupos I, II, III e IV respectivamente ( $p < 0.05$ ). Conclui-se que: 1) As maiores alterações na inclinação dos dentes ocorreram entre os períodos de enceramento e polimerização, em média 2,29 graus. 2) As alterações na inclinação dental durante o polimento e após o fenômeno de sorção de água não foram estatisticamente significantes. 3) Não houve diferença significativa na inclinação dos dentes entre os métodos de polimerização por energia de microondas e por banho de água convencional. 4) Os métodos de tratamento utilizados para sorção de água influenciaram igualmente as alterações ocorridas. 5) A melhor adaptação ocorreu na região palatina para o grupo III sendo em (T0) 0,142 mm e (T1) 0,134 mm. 6) Na região de flanco observou-se a menor variação na adaptação entre T1 e T2 (0,005 mm). 7) De modo geral após a sorção de água houve melhora na adaptação. Palavras chave: resina acrílica, estabilidade dimensional, sorção de água, adaptação, inclinação dental, energia de microondas.

# *Abstract*

The aim of this work was to evaluate the adaptation and change in dental inclination of the first molars in upper complete dentures in function of the curing method and water sorption shown by the resin, before changes in pressure and temperature of storage of the samples. Sixty dentures were constructed and divided into 4 groups: (G I) cured in 73° C water/ 9 hours and water sorption of 37° C for 30 days; (G II) cured in 73° C water/ 9 hours and water sorption under a temperature of 60° C, pressure of 40 Libs/inch<sup>2</sup> per hour; (G III) curing by microwave energy 500W/3 minutes and water sorption of 37° C for 30 days; (G IV) cured by microwave energy 500W/ 3 minutes and water sorption under a temperature of 60° C, pressure of 40Libs/inch<sup>2</sup> per hour. An analysis was made on the dental inclination in waxing (T0), curing (T1), polishing (T2) and water sorption (T3) periods. For the adaptation test, the base was analysed in the first molar region, in seven pre-established points. These were made in the polishing period (T0) and after water sorption (T1). The obtained data were submitted to variance analysis and Tukey's test at a 5% significance level. These demonstrated that the most significant changes of dental inclination had occurred in all groups after the processing of the samples (T1), being of 2,3°, 0,85°, 2,54° and 3,47° for groups I, II, III and IV, respectively ( $p < 0.05$ ). It is concluded that: 1) The biggest changes in dental inclination occurred between the waxing and curing periods, an average of 2,29 degrees. 2) The changes in dental inclination during the polishing and after the phenomenon of water sorption were statistically insignificant. 3) There was no significant difference in tooth inclination between the curing methods by microwave energy and conventional water bath. 4) The methods of treatment used for water sorption influenced equally the occurred changes. 5) The best adaptation occurred in the palatine region for group III, being in (T0) 0,142 mm and (T1) 0,134 mm. 6) In the flange region, it was observed the least variation in adaptation between T1 and T2 (0,005 mm). In a general sense, there was an improvement in adaptation after water sorption.

Key words: acrylic resin, dimensional stability, water sorption, adaptation, dental inclination, microwave energy.

# 1. Introdução

A necessidade de substituir elementos perdidos, recuperando a estética, restabelecendo o suporte dos tecidos faciais, a função mastigatória e a relação maxilo-mandibular, é fundamental na manutenção da estabilidade muscular e ausência de traumas nas articulações temporo-mandibulares. Neste contexto, a reabilitação oral por meio de próteses bem adaptadas à fibromucosa, com um correto posicionamento dental e contato oclusal, é um elemento essencial na promoção da saúde dos pacientes portadores de próteses removíveis, parciais ou totais (OKESON, 1992).

A preocupação com a estética e a recuperação de uma aparência natural foi o fator determinante, para que, em meados de 1938, a vulcanite, material utilizada na época para confecção de próteses totais, fosse substituída pela resina acrílica. A vulcanite, apesar de possuir propriedades físicas adequadas (TAYLOR, 1941), apresentava inúmeras deficiências que justificariam sua gradual substituição por outros melhores. A resina a base de polimetil metacrilato, além de melhor estética, apresentava melhores propriedades físico-químicas e maior facilidade de processamento (SKINNER, 1949). Este é tradicionalmente realizado em muflas metálicas pela técnica de compressão do molde. Sua polimerização em ciclo longo é feita em banho de água quente a 73 °C por 9 horas (PHILLIPS, 1993). Estudos atuais evidenciam que o método alternativo de polimerização das resinas acrílicas através do aquecimento por energia de microondas pode ser mais limpo e rápido que a polimerização convencional em banho de água quente, onde as propriedades das resinas acrílicas após polimerizadas, são compatíveis em ambas as técnicas (DEL BEL CURY *et al.*, 1994; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; RODRIGUES GARCIA *et al.*, 1996; RIZZATTI-BARBOSA, 2000).

As resinas acrílicas para bases de próteses, após polimerizadas absorvem água lentamente, durante certo período de tempo. Isso ocorre por processo de difusão, e se deve principalmente às propriedades polares das macromoléculas da resina (SKINNER, 1984).

Neste processo, verifica-se o alívio das tensões inerentes ao processamento da resina, podendo surgir distorções na base polimerizada e conseqüentemente, possível alteração no posicionamento dos dentes artificiais (NADIN, 1999; RIZZATTI-BARBOSA

*et al.*, 1996), e desadaptação da base da prótese sobre a fibromucosa (RIZZATTI-BARBOSA, 2000).

De acordo com as leis de difusão da água existem fatores físicos como pressão e temperatura envolvidas no processo de absorção da água por corpos sólidos podendo acelerar ou retardar este processo (ARIMA, 1996; VARGAS, 1977; BEAR, 1972).

Quando consideramos que as resinas acrílicas polimerizadas estão sujeitas às leis de difusão da água (BRADEN, 1964), é possível supor que em diferentes circunstâncias de temperatura e pressão, o grau e a velocidade de sorção de água observadas poderão ser alterados (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 2001; FRAGA, 1998).

Durante a instalação da prótese na boca, a sorção de água proveniente da saliva se faz mediante condições estáveis de temperatura e pressão. O tempo envolvido para que esse processo se estabilize gira em torno de 30 dias, a partir do qual a liberação de tensões é mínima e a qualidade de retenção a mais favorável (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 2001). A partir deste período, as alterações oclusais inerentes à liberação das tensões pela resina praticamente não existem (DIXON *et al.*, 1992).

Entretanto, a velocidade no processo de sorção de água poderá ser modificada em virtude de alterações na pressão e temperatura diferentes das condições ambientais (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 2001; FRAGA, 1998). Segundo SKINNER (1984), a 23 °C o tempo de sorção de água apresentado por próteses de resina acrílica auto e termopolimerizáveis poderão ser praticamente o dobro que em relação à 37 °C. Segundo (BEVAN, 1969) a sorção de água na resina acrílica é bem maior a 100 °C que à temperatura ambiente.

Porém, ao mesmo tempo em que é possível constatar uma aceleração no processo de sorção de água em função destas variáveis é preciso verificar se uma liberação de tensões mais rápida não poderia ser capaz de induzir alterações dimensionais indesejáveis à base polimerizada (SKINNER, 1984). Estas alterações poderiam comprometer não só o grau de adaptabilidade da prótese à fibromucosa (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1996; TAKAMATA *et al.*, 1989; SANDERS *et al.*, 1991), mas principalmente o posicionamento oclusal dos dentes artificiais (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1996; PITTA, 1997). A alteração na inclinação dos dentes é igual tanto para as próteses submetidas a 37 °C nas condições ambiente por 30 dias como para as próteses submetidas a um ciclo de sorção de

água de 60°C, 40 Lib/Pol<sup>2</sup> por 1 hora (NADIN, 1999).

Porém em temperaturas mais elevadas distorções maiores na base da prótese podem ocorrer, já que o ponto de amolecimento da resina acrílica, segundo PHILLIPS (1993), gira em torno de 125°C, e nesse estágio a resina sofre deformações acentuadas.

A aceleração do processo de sorção sem deformação do aparelho protético poderia ser considerado um aspecto clínico altamente favorável mediante a possibilidade de adaptação mais rápida da base da prótese à fibromucosa desdentada, associada ao decorrente acréscimo em sua retentividade. Isso resultaria em um maior bem estar e satisfação do paciente portador da prótese e a economia de tempo clínico gastos pelo profissional na preservação e ajustes oclusais e na base dessas próteses. Em resumo, a possibilidade de sucesso na reabilitação por meio de próteses totais poderia ser maior tanto para o paciente como para o cirurgião dentista.

## ***2. Revisão da Literatura***

Em 1936 SWEENEY, estudou as alterações no selamento posterior de próteses totais, comparando próteses feitas em borracha vulcanizada, compostos de celulose, em resina acrílica, e em resina de fenol formaldeído. As próteses totais superiores eram preparadas pelos métodos convencionais e armazenadas por 60 dias à umidade relativa constante de 32 %, e depois deixadas em água por 27 dias. Durante este período, as próteses foram pesadas e feitas mensurações a partir de algumas marcas pré-estabelecidas nos modelos. Este estudo mostrou que as próteses sofreram expansão quando imersas em água e perderam volume quando deixadas em ambientes secos. As próteses foram, em cada fase, colocadas sobre o modelo inicial e uma análise visual determinou qualidade de adaptação de sua borda posterior. A adaptabilidade era considerada satisfatória apenas nos casos onde não se via espaço algum. As próteses feitas com borracha e resina acrílica mostraram melhores resultados que as de resina de fenol formaldeído.

TAYLOR, em 1941, avaliou a adaptação de próteses em função dos diferentes materiais com que eram confeccionadas e a pressão exercida durante a sua prensagem. Avaliou a adaptabilidade na borda posterior de bases feitas: 1) com resina acrílica, 2) com fenol formaldeído, e 3) com borracha. Considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, mas ambos inferiores à borracha. Verificou que uma quantidade adequada de material deve ser utilizada durante sua inclusão da mufla. As amostras que foram submetidas a pouca pressão mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior. Concluiu que a força exercida durante a prensagem deve ser adequada e mantida até que ocorra a completa polimerização do material.

No ano seguinte, PRYOR, em experimentos laboratoriais de próteses realizadas por método de injeção dos moldes, concluiu que esta técnica permitia obter próteses resistentes, com pouca porosidade, com boa precisão de adaptabilidade no bordo posterior, e pequena alteração oclusal observada experimentalmente no articulador.

Neste mesmo ano, PEYTON & MANN analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas. Dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica, e sorção de água. Concluíram que o processamento em banho de água fervente nos intervalos de 60 a 90 minutos foi o mais adequado. Pouca diferença foi encontrada entre ambas as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metil metacrilato demonstrou maior estabilidade. Os autores acreditam que as propriedades das resinas podem ser satisfatórias na medida em que forem utilizadas com discernimento, estando relacionadas à experiência de quem irá processá-las bem como com as suas propriedades físicas. Verificaram que as amostras de ambas as resinas sorveram água após sua armazenagem.

SKINNER & COOPER, em 1943, investigaram a contração apresentada por bases de prótese confeccionadas com 5 resinas de uso corrente na odontologia. Quatro delas compostas por metil metacrilato e uma delas contendo um copolímero à base de vinil acetato-clorídrico. A contração foi determinada pelo percentual de diferença entre marcas pré-determinadas no modelo mestre e nas amostras polimerizadas. O processamento das resinas foi o proposto pelo fabricante. O método de resfriamento foi feito de 2 formas: a) por resfriamento rápido, que consistiu em esfriar rapidamente a mufla sob pressão, durante 20 a 30 minutos, em água corrente à temperatura de 20 °C; e b) por resfriamento lento, que se dava entre 3 a 4 horas, à temperatura ambiente. A menor contração linear observada foi a da resina com o copolímero. Quando analisada a influência do método de resfriamento, a contração foi menor para as bases que sofreram o resfriamento rápido, exceto para a resina com o copolímero. Os autores ainda pesquisaram o tipo de prensagem por compressão e por injeção e não observaram diferenças significativas nos valores de contração. Compararam ainda estes valores após a imersão das amostras em água a 37 °C, por 3 semanas. Todas as resinas apresentaram aumento de volume. Quando armazenadas em água, as amostras resfriadas rapidamente apresentaram maior distorção que as resfriadas lentamente.

HARMAN (1949) relatou que as propriedades mais significantes das bases de prótese são sua fidedignidade na reprodução dimensional, sua estabilidade e sua resistência.



Estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de resina de metil metacrilato, submetendo-as a 3 ciclos de polimerização em banho de água quente: a) 71 °C por 2 horas e meia, b) a partir da temperatura ambiente, obtendo a fervura em 1 hora e mantendo em ebulição por 15 minutos; e c) 71 °C por 2 horas e meia, fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, seccionou-os em 2 partes, onde colocou metade das amostras em água destilada a 37 °C e a outra metade em dessecador à temperatura ambiente. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês nos primeiros 6 meses e em intervalos iguais ao longo de 19 meses. Observou-se que todas as amostras apresentaram similaridades quando colocadas na água, ganhando peso durante a primeira semana, e atingindo o peso máximo após 40 dias, que praticamente manteve-se até o final do experimento. As armazenadas no dessecador perderam peso e tiveram sua estabilidade dimensional alterada.

Também, em 1949, SKINNER em uma revisão das características físico-químicas das resinas, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de polimerização, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas por causa do aumento da temperatura ocorrido durante a polimerização. Relata que as resinas contraem de 0,3% a 0,5% na sua dimensão linear após o processamento. Afirmou ainda que as resinas sorvem água e expandem o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

Em 1951, MAHLER, conduzindo um estudo entre dentistas e técnicos de laboratório, revelou que aumento da dimensão vertical de 0.5 a 1 mm pode ser esperado, após a prótese polimerizada. Um aumento menor da dimensão vertical pode ocorrer em poucos casos após o processamento. Aumentos mais severos, em torno de 2 a 3 mm também acontecem, mas embora este aumento possa parecer muito grande, a quantidade de alterações nas posições dentais não é significativa. Considerando que a associação das alterações ocorridas entre as próteses da arcada superior e inferior seja responsável por esta alteração, um aumento de dimensão vertical em torno de 1 mm no articulador representaria apenas 0.25 mm de alteração no posicionamento dos dentes para as prótese analisadas

individualmente.

McCRACKEN, em 1952, comparou as resinas ativadas quimicamente com uma termopolimerizável quanto a algumas propriedades físicas, e a praticidade de seu uso. Seu trabalho foi dividido em 2 partes: a primeira consistia em comparar a dureza, propriedades de escoamento, e resistência transversal; a segunda, sobre achados pertinentes às temperaturas de polimerização e alterações dimensionais ocorridas com as resinas quimicamente ativadas. Em seus resultados observou que, quanto à dureza, todas as resinas quimicamente ativadas exibiram aumento até 15 dias após a sua remoção da mufla. Ao final deste período esta se manteve constante e com valores próximos às resinas termo polimerizáveis. Estas últimas mostraram resultados superiores as autopolimerizáveis. Quanto ao escoamento, os valores ficaram próximos à partir do 2º dia após a remoção da mufla. Mensurações feitas entre o bordo posterior da prótese e o modelo inicial, antes e depois da polimerização, permitiram verificar que a maior desadaptação ocorreu nas amostras onde a proporção do monômero era maior. De modo geral todas as amostras apresentaram pequena distorção. O autor atribuiu este fato à polimerização do monômero em altas temperaturas.

Neste mesmo ano, GRUNEWALD *et al.* obtiveram resultados semelhantes quando compararam amostras de resina acrílica feitas pelas técnicas de injeção e de compressão do molde. Nas próteses confeccionadas pela técnica de injeção houve um incremento percentual de peso entre as amostras armazenadas em água a 21 °C durante um período de 8 meses. Depois de 100 dias ocorreu uma equiparação no peso das amostras. Observaram também que ocorreu aumento na Dimensão Vertical de Oclusão depois das próteses concluídas, provavelmente devido a fatores tais como: a) excesso de resina no molde ou ao fechamento muito rápido da mufla impossibilitando o escoamento normal da resina. b) inclusão do molde feito com gesso comum, c) excesso de água na sua manipulação e a não utilização de prensa com molas durante a polimerização da resina, o que possibilitaria a expansão do gesso.

BOLT, em 1956, relata que quando os corpos imersos em água são submetidos a

aumento de pressão, poderão apresentar, além da compressão sobre o corpo, uma simples deformação, quando o corpo muda sua forma sem variar o seu volume, ou uma dilatação, quando há aumento de volume. Este último fenômeno, geralmente associa-se a corpos cuja as moléculas apresentam interstícios de vazios com um valor crítico que depende tanto de tamanho das moléculas como do grau de afastamento apresentado entre elas. Entretanto, em certos casos limite, quando se combinam entre si circunstâncias como compressibilidade relativamente elevada, saturação completa, permeabilidade baixa e aplicação violenta de pressões externas, pode acontecer que a fase sólida absorva momentaneamente grande quantidade do líquido e, logo a seguir, não apresente mais absorção.

CAMPBELL, em 1956, avaliou os efeitos da sorção de água na retenção de bases de prótese. A partir de um modelo desdentado superior de alumínio, foram confeccionadas 9 bases de prótese bem justapostas. Nestas foram feitos testes de retentividade com auxílio de uma balança em que num dos suportes era fixada a base de prótese através de ganchos presos conjuntamente sob o suporte da balança, e no outro, era depositado um volume de água que definisse um peso capaz de remover a base do modelo. Após cada ensaio, era colocada água entre o modelo e a base, e exercida uma pressão de 3 Kg sobre os dois, definindo um contato uniforme entre as duas estruturas. Foram testadas 6 bases confeccionadas através de compressão dos moldes e 3 com injeção dos moldes, em resina acrílica termopolimerizável. As bases feitas por compressão dos moldes foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 5 e 15 dias, as análises foram realizadas nestes períodos. Foi observado que, da fase inicial para os períodos seguintes, houve acréscimo na retentividade das bases. As bases feitas com injeção dos moldes foram testados após 2 e 3 dias de imersão em água à temperatura ambiente. Também nestes foi observado discreto aumento da retenção. Avaliações clínicas também comprovaram que a sorção de água pode incrementar a retenção das bases de prótese.

Em 1959, WOELFEL & PANFFENBARGER estudando a alteração dimensional das próteses totais, dividiram em dois grupos: aquela que ocorre durante a sua confecção e aquela que ocorre durante o uso clínico das mesmas. Durante a confecção, as alterações ocorrem devido às propriedades físicas da resina e do gesso do revestimento. Ocorre uma

contração linear de molar a molar, principalmente quando a prótese polimerizada é removida do modelo de gesso. Durante o uso clínico, ocorre sorção de água pela resina, que compensa em parte a contração de polimerização, e depois de três meses de uso, a alteração dimensional é insignificante.

Esses mesmos autores, neste mesmo ano, determinaram a alteração dimensional na região posterior de próteses totais: 1) durante o processamento, 2) durante o uso e 3) depois da indução de empenamento (dois ciclos de 100 °C durante 40 minutos e resfriamento rápido). Neste estudo “*in vivo*”, foram confeccionadas próteses com resina termopolimerizável para um paciente de 73 anos. Para determinar a alteração dimensional linear das próteses, foram feitas medidas as distâncias de borda a borda posterior e de molar a molar. Os resultados demonstraram que durante o uso a contração observada de molar a molar e de borda a borda foi cerca de 0,1 mm, durante os 3 primeiros meses, porém não foi verificado efeito clínico na sua adaptação e função. Não foi observada nenhuma alteração na adaptação sobre modelo de gesso. Quando a prótese foi induzida ao primeiro empenamento, houve contração de 0,51 mm de molar a molar, e 0,33 de borda a borda, sendo que não mais adaptou ao modelo de gesso, mas foi possível o uso pelo paciente. No caso da segunda indução de empenamento, a alteração foi de 0,4 mm, de molar a molar, e 0,6 mm de borda a borda, sendo ao todo 0,9 mm de alteração. Neste caso, houve compressão da mucosa e o paciente reclamou de dor.

Em 1960, WOELFEL *et al.* avaliaram as alterações dimensionais de 183 próteses feitas com 8 resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante. a) comparação da porção incisal do pino guia do articulador modelo H Hanau, antes e depois da polimerização, b) por mensuração da distância de molar a molar. Observaram que para todas as resinas ocorreram alterações nas próteses após sua polimerização e que as resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão estáveis dimensionalmente quanto aquelas quimicamente modificadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do interior da mufla.

SHIPPEE, em 1961, relacionou o aumento da dimensão vertical de oclusão em 171 próteses totais, confeccionadas através de moldes de compressão. Concluiu que estas alterações podem ser diminuídas se forem feitas canaletas no gesso utilizado na inclusão da mufla, para o escoamento da resina na prensagem final. Segundo o autor, este procedimento também foi capaz de diminuir o grau de porosidade na resina processada.

ANTHONY & PEYTON em 1962, avaliaram a precisão dimensional de diferentes materiais para base de prótese, através de um modelo padrão de arcada desdentada superior e inferior, sobre os quais as próteses eram confeccionadas. Através de dispositivos pantográficos comparadores, mediram o espaço entre as bases e os modelos padrão, onde as próteses confeccionadas foram adaptadas. Observaram que as próteses com melhor adaptação foram as de resina acrílica autopolimerizável, em relação às termo polimerizáveis. A técnica de processamento por injeção do molde apresentou melhores resultados do que a técnica de compressão do molde. Foi observado que, quando as mesmas foram armazenadas em água por oito meses, as alterações sofridas após absorção de água pelas bases aumentaram sua adaptabilidade.

Em 1962, CHEVITARESE *et al.* investigaram algumas propriedades físicas de resinas a base de estireno, resina de vinil acrílico e resinas epóxicas utilizadas na confecção de próteses. Barras de cera esculpidas em 2,5 / 10,0 / 65,0 mm foram polimerizadas de maneira convencional. A dimensão linear foi verificada à temperatura ambiente, antes da inclusão, imediatamente após sua remoção da mufla, e após terem sido armazenadas em água. Concluíram que, embora os 4 materiais apresentassem alterações dimensionais durante o processamento, as resinas epóxicas apresentaram o menor valor (-0,08%). As demais resinas demonstraram aproximadamente o mesmo grau de alteração durante a polimerização (-0,26% a -0,33%). A sorção de água e a solubilidade do estireno e da resina acrílica foram satisfatórias. Quanto à estabilidade da cor, apenas a resina epóxica não permaneceu dentro das especificações da A.D.A. O teste de resistência transversal mostrou que todos os materiais tiveram desempenho satisfatório.

BRADEN em 1964 estudaram a sorção de água pelas resinas acrílicas e outros

materiais. Relata que esse fenômeno é muito importante, pois está acompanhado de alterações dimensionais nas resinas, e, segundo o autor, sua cinética obedece as leis matemáticas da difusão dos líquidos. Para definir o processo de absorção e dissorção de água, dois parâmetros são necessários, que são o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior do corpo de prova. Pode ser previsto o tempo requerido para saturar ou ressecar um corpo de prova. Este processo encontra-se ligado intimamente às variações na temperatura usada para o processamento.

Em 1968 BEVAN & EARNSHAWT avaliaram a influência da sorção de água e agente de ligação cruzada na ação de um solvente relacionado a micro rachaduras na base acrílica termopolimerizada de próteses totais superiores. Após o estudo concluiu que a resina ressecada sofreu maior influência do solvente; resinas com agentes de ligação cruzada trincaram menos que resinas de ligação linear.

O primeiro autor que relatou a utilização da energia de microondas (EM) na polimerização de resinas acrílicas foi NIISHI em 1968. A energia gerada em um oscilador magnetron era transferida para uma câmara de aquecimento onde a resina foi irradiada. Em seu experimento, utilizou uma resina acrílica para base de prótese convencional na proporção pó/líquido de 1: 0,42, incluída em mufla metálica perfurada. Após a polimerização pela energia de microondas a resina foi avaliada nas seguintes propriedades: sorção de água, dureza, tensão, resistência transversal, retenção dos dentes artificiais e adaptabilidade. Concluiu que as propriedades das resinas polimerizadas por microondas foram tão satisfatórias quanto às das resinas polimerizadas pelo método convencional.

No ano seguinte, RUHNKE *et al.* também estudaram a influência do isolante na sorção de água e solubilidade de 9 resinas avaliadas com o uso de 4 tipos de isolantes, utilizados comercialmente. Concluíram que os isolantes não apresentam influência marcante sobre as características de sorção de água e solubilidade das resinas.

GOODKIND & SCHULTE, em 1970, estudaram a precisão dimensional de resinas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis convencionais utilizadas na confecção de bases

de prótese. Usaram um modelo mestre Invas, a partir do qual confeccionaram 30 amostras de prótese total, 15 para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas na água por 6 meses. Concluíram que as amostras de ambas as resinas sofreram distorções. A autopolimerizável apresentou maior distorção comparativamente. Não observaram diferenças significativas entre as distorções sofridas após a polimerização e após armazenagem em água. Consideram que para ambas as resinas, estas alterações não são significativas quando avaliadas clinicamente.

CARVALHO, em 1972, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as mesmas sejam as menores possíveis. Relacionou em seu estudo, os seguintes fatores: contração térmica de polimerização, porosidade, sorção e perda de água, e distorção. Suas principais conclusões para diminuir ao máximo as alterações dimensionais foram: a) a resina, após condensada na mufla sem parafusos deveria ser mantida sob pressão constante numa prensa dotada de molas; b) é preciso manter esta pressão por pelo menos 2 horas antes do início do processo de polimerização; c) este deve se dar em 2 estágios: a 70 °C / 2 horas e a 100 °C / 30 minutos; d) o resfriamento da mufla deverá ser lento e gradual, à temperatura ambiente; e) a prótese após ter sido retirada da mufla, deveria ficar mantida em água.

Em 1977 VARGAS, estudando a dinâmica dos líquidos disse que a água flui através dos interstícios existentes entre as moléculas dos diferentes corpos, onde pode permanecer armazenada segundo um equilíbrio hidrostático entre o exterior e o interior da superfície. Este autor acredita que a água intersticial estará sujeita à força atrativa das partículas, que decai rapidamente com o distanciamento da superfície da molécula. Em seu trabalho, cita a lei preconizada por Henry Darcy, em 1956, na qual descreve a velocidade de percolação da água em função de gradientes hidráulicos, através da expressão:  $v = Ki$ , onde K é constante de permeabilidade inerente a cada corpo, e i, o coeficiente de dificuldade de percolação de líquidos.

WOELFEL, em 1977, investigou o grau de adaptação de 186 próteses totais (73 “in vivo” e 113 “in vitro”) feitas com 12 materiais processados segundo as recomendações dos fabricantes. As análises foram feitas: a) pela posição de um pino guia incisal de um articulador H Hanau antes e depois da polimerização das próteses; b) pela medida do grau de contração à distância de molar a molar da prótese encerada e após o seu polimento; c) por um exame da secção transversal do molde do gesso, após os diferentes métodos de inclusão propostos pelo fabricante; d) pelo vedamento posterior da prótese já polida assentada sobre o modelo de trabalho; e e) por observação do vedamento posterior das próteses posicionadas na boca. O autor observou que as maiores alterações lineares ocorrem durante a remoção da prótese do interior da mufla. As próteses superiores apresentaram menos alterações que as inferiores. As próteses mais espessas distorceram mais. As alterações do grau de contração da distância de molar a molar não foram clinicamente comprometedoras.

KIMURA *et al.*, em 1983, avaliaram a utilização da energia de microondas para polimerizar resina acrílica dental. Utilizaram resinas termopolimerizáveis incolor e rosa nas proporções pó/líquido 2,4/1 e 2/1, e dentes de porcelana e de resina acrílica. Porções de resina com diferentes pesos (7, 15 e 21g) foram irradiadas por microondas em diferentes tempos (5, 10, 15, 20, 30 e 40s) antes da mistura ser inserida nos moldes. Os moldes foram preenchidos do método convencional e após a prensagem foi removido o conjunto da mufla e colocados em um tubo de borracha para polimerizar. Também as seguintes características foram avaliadas: A) deformação do molde de gesso após a irradiação com microondas por 0,5 a 20 minutos. B) porosidade dos corpos de prova nas seguintes condições de tamanho e peso respectivamente: 1) nas dimensões 20x20x15 mm polimerizados por 2 a 15 minutos; 2) nas dimensões 20x20x10 mm polimerizadas por 3 minutos resfriados em água gelada, em água corrente e a na bancada; 3) nas dimensões 20x20x1,5 mm e 20x20x3 mm polimerizados por 3 minutos; 4) nas dimensões 20x20x3 mm contendo um grampo de cromo-cobalto de 9 mm de diâmetro. C) Adaptação das bases de prótese polimerizadas: 1) banho de água elevando a temperatura até 100 °C em 60 minutos e mantendo em ebulição por mais 30 minutos; 2) energia de microondas por 3 minutos. D) Estabilidade de cor e formação de trincas em próteses totais confeccionadas com dentes de porcelana e resina



acrílica. A partir dos resultados os autores concluíram que: A) o tempo para que a mistura polímero/monômero atinja a fase plástica pode ser reduzido e a massa torna-se mais homogênea com o auxílio do microondas; B) a irradiação de microondas raramente proporcionou alterações nos moldes; C) a resina polimerizada por 3 minutos raramente apresentou porosidade e esta foi menor quando o resfriamento foi em bancada, e o grampo metálico não provocou porosidade ao seu redor ou interferiu na polimerização; D) as prótese polimerizadas por microondas apresentaram adaptação superior em relação ao banho de água; E) alteração de cor e frinchas nos dentes artificiais quase não foram encontradas nas próteses polimerizadas em microondas; F) observaram que a resina incolor precisou menor tempo de exposição à energia de microondas do que a rosa para ser polimerizada, e quanto maior o volume precisava também ser aumentado o tempo de polimerização da resina acrílica.

Dando prosseguimento aos seus estudos, KIMURA *et al.* em 1984, investigaram a adaptabilidade das bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro, que não refletem a radiação como as muflas metálicas. Foram realizadas mensurações entre a base de resina e o modelo padrão na altura das tuberosidades em 7 posições pré-estabelecidas numa região de corte frontal do modelo. Utilizaram uma resina rósea termopolimerizável numa proporção pó/líquido de 2:1 que foi submetida a energia de microondas por 2,5 minutos a 200 W e 500 W. Os padrões para comparação foram confeccionados por técnica convencional em banho de água, inicialmente a 65 °C por 40 minutos e depois a 100 °C por mais 30 minutos. As mensurações foram feitas: imediatamente após a remoção das bases da mufla, após 20 dias de armazenagem em água a 20 °C, e mais 2 dias em solução salina a 20 °C. De modo geral as bases que foram polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptabilidade e não houve alteração durante a armazenagem, as polimerizadas pelo método convencional, apresentaram adaptação inferior bem como esta propriedade pareceu estar mais influenciada pelo tipo de armazenagem. As bases cuja região sobre o rebordo era de 3,5 a 4,5 mm sofreram maior distorção na região do palato do que aquelas em que a espessura máxima atingia 3 mm. Em ambos os casos a desadaptação

foi maior na região do palato e dos bordos, do que nas regiões sobre o rebordo. Em todas as situações, as bases polimerizadas pelo microondas mostraram melhor grau de adaptabilidade. Com o uso do termopar foi possível observar que um período entre 3 minutos a 5 minutos de irradiação foi suficiente para se completar o aquecimento para a polimerização da resina. Apenas com 20 segundos de exposição à irradiação a resina atingiu 65 °C, ao passo que no banho de água, foram necessários 30 minutos para que essa temperatura fosse atingida. Os autores também concluíram que, quanto menor o gradiente de temperatura, melhor é a adaptação da prótese.

Segundo KUTLE, em 1986, todos os fluidos aumentam sua viscosidade quando submetidos a aumento de pressão em temperaturas constantes, com exceção da água. Esta apresenta um decréscimo de sua viscosidade diante de aumentos consideráveis de pressão, a uma temperatura constante. Entretanto, a viscosidade dos líquidos decresce com o aumento da temperatura, mas não são afetados apreciavelmente pelas variações de pressão.

HAIDEN, em 1986, estudou a resistência transversal de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica. Utilizou 3 resinas que foram polimerizadas por diferentes métodos. Uma resina convencional (Lucitone 550), uma de alto impacto modificada com partículas de borracha (Lucitone 199) e uma típica para polimerização convencional (Lux-It). As amostras em número de 20 consistiam em bases de prótese de 2 mm de espessura. As técnicas de polimerização foram: banho de água (73 °C / 9 horas e 100 °C / 30 minutos) e energia de microondas ( 700 W / 4 minutos e 90 W / 13 minutos), sendo que, nesta última, a mufla foi trocada de lado para cada metade do ciclo. Após a remoção da mufla e o polimento superficial, as amostras foram radomizadas e imersas em água a 65 °C por 72 horas antes do teste. Os corpos de prova foram avaliados em máquina teste INSTRON modelo TM. O autor constatou que as amostras irradiadas a 90 W por 13 minutos não apresentaram sucesso na polimerização, fato esse que contrariou os achados de outros autores. Atribuiu isso às possíveis diferenças entre os fornos de microondas. Quando as amostras foram polimerizadas a 700 W por 4 minutos, isso não foi observado. As amostras que mais absorveram energia de compressão foram aquelas feitas com resina de alto impacto, polimerizadas em banho de água a 73 °C por 30 minutos. As

que absorveram menor quantidade de energia foram às feitas com resina caracterizada, polimerizadas em microondas a 700 W por 4 minutos. O autor considerou que mais estudos deveriam ser feitos quanto ao uso das microondas na polimerização das resinas termopolimerizáveis.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, investigaram a estabilidade dimensional em próteses processadas com 5 resinas termo polimerizáveis. Foram confeccionadas 25 próteses totais superiores com as mesmas características. Na fase de enceramento foram definidos sobre as próteses 4 pontos padrões com a finalidade de permitir as mensurações dos corpos de prova no final dos processamentos experimentais. Concluíram que todas as amostras apresentaram alterações volumétricas. A resina de polimerização rápida submetida à fervura foi a que apresentou maior distorção. No entanto clinicamente falando, os autores relataram que estas alterações não poderiam ser consideradas significativas, sugerindo que estudos clínicos complementassem este experimento.

Em 1987, DE CLERCK desenvolveu um estudo onde analisou diversos aspectos sobre utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas. Fez comentários quanto à potência e tempo suficientes para promover a polimerização de maneira rápida, diminuir o tempo de condução do calor da água para o centro da mufla que ocorre quando utilizado o método convencional, com o intuito de promover um menor número de poros, devido a maior dissipação do calor. O autor concluiu que a energia de microondas reduz significativamente o tempo de confecção das próteses removíveis. A resina polimerizada através da energia de microondas apresenta menores níveis de monômero residual e propriedades físicas iguais às processadas pelo método convencional. Porém, esse método requer muflas especiais.

AL DOORI *et al.*, em 1988, compararam o sistema de polimerização de 4 resinas termopolimerizáveis por energia de microondas e pelo método convencional. Os autores avaliaram para ambos os métodos, o peso molecular, a conversão monômero/polímero e a porosidade. Os corpos de prova foram processados em forno de microondas a 70 W por 24 minutos, em ciclo convencional de água quente a 70 °C por 7 horas seguido de 3 horas a

100 °C. Para as resinas termopolimerizáveis de polimerização rápida usou-se 20 minutos em água em ebulição. Os autores verificaram que o peso molecular é essencialmente o mesmo, independente do método de polimerização utilizado. A conversão de monômero em polímero é satisfatória com a utilização das microondas, mas a quantidade mínima de monômero residual requerida pela resina polimerizada em banho de água não foi alcançada. Quanto à porosidade, o ciclo utilizado permitiu amostras livres de poros até à espessura de 3 mm.

No ano seguinte, LEVIN *et al.*, realizaram revisão da literatura sobre o uso da energia das microondas para polimerizar resinas acrílicas. Segundo os autores, as propriedades físicas das resinas polimerizadas por esse método podem ser exageradas, e existe a necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados, e pesquisas sobre as propriedades físicas devem continuar. Próteses polimerizadas em microondas têm a vantagem da rápida polimerização, facilidade de manipulação e limpeza. As desvantagens estão relacionadas a mufla plástica especial para este método, que são relativamente caras e podem se fraturar após vários ciclos de polimerização de próteses dentais.

AL MULLA *et al.*, em 1989, verificaram o efeito da água e saliva artificial sobre as propriedades mecânicas das resinas acrílicas. Utilizaram 3 tipos de resinas: 1) termopolimerizada; 2) polimerizada por luz visível 3) autopolimerizada. Os corpos de prova foram colocados em água e saliva artificial. Decorrido o período experimental, verificaram que o módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza e incorporação de água pelas amostras não apresentaram diferenças, quando os corpos-de-prova permaneceram em água ou nos dois meios da saliva artificial.

Também em 1989, TAKAMATA *et al.* investigaram se a adaptação de prótese totais superiores era influenciada pelo método de ativação do processo de polimerização. Compararam uma resina convencional termopolimerizável de ciclo rápido, uma fotopolimerizável, uma resina fluida autopolimerizável, uma desenvolvida especificamente para microondas. Foram usados dois métodos de medida para a precisão dimensional: 1)

peso do material de moldagem entre a base da prótese e o modelo mestre, 2) medidas do espaço de bordo posterior de 5 pontos de observação e o volume estimado do espaço entre a base da prótese e o modelo mestre. Avaliando os resultados obtidos, chegaram às seguintes conclusões: A) a pior adaptação foi à obtida pelo grupo de resinas polimerizadas em banho de água convencional. A resina ativada por luz visível produziu uma precisão intermediária, assim como a resina fluida curada por 20 minutos a 100 °C ou a resina processada através de microondas a 90 W por 13 minutos ou a 500 W por 1,5 minutos. Os dois grupos com melhores resultados foram as amostras feitas em resinas autopolimerizadas e em resina própria para microondas.

No ano de 1989, TAKAMATA & SETCOS realizaram uma pesquisa sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos: 1) Convencional; 2) Químico; 3) Energia de microondas e 4) Luz visível. Concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, luz visível ou energia de microondas constituem-se em alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses assim como a técnica de processamento.

Também no ano de 1989, SHLOSBERG *et al.* Compararam a polimerização de resinas pelo método convencional e por energia de microondas, quanto aos aspectos de alteração dimensional, porosidade, densidade, resistência transversa, dureza Knoop, monômero residual e resistência ao reparo. Para confecção das amostras foi usada a resina convencional. As próteses totais foram submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) banho de água a 74°C por 8 horas, seguido de aquecimento a 100°C por uma hora; 2) irradiação de microondas por 90 segundos a 90W com mufla em posição vertical e 90 segundos a 500W em posição horizontal. Terminada a polimerização, as muflas foram mantidas em bancadas por 20 minutos e depois colocadas sob água corrente. Após a demuflagem, foram realizados o acabamento e polimento e as amostras armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. A alteração dimensional foi avaliada pelo peso do material de moldagem interposto entre a base de resina e o modelo metálico padrão sob uma carga de 3,36 kg. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida

da região do primeiro molar, e após o polimento foi observada num aumento de 10 vezes. Foram confeccionadas amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm de resinas polimerizadas pelos métodos descritas acima e armazenadas por 21 dias em água. Após este período verificou-se: 1) Densidade: calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) Resistência transversa: observadas em máquinas de ensaios universal INSTRON – 1123, com velocidade média de 1 mm/min; 3) Dureza Knoop: avaliada sob carga de 20 g; 4) Monômero residual: com espectroscopia infravermelha; 5) Resistência da resina em reparos: as amostras foram reparadas com resina convencional, polimerização em microondas e resina autopolimerizável. Também foram confeccionadas e polimerizadas próteses parciais removíveis com energia de microondas e banho de água. As próteses foram avaliadas quanto à dureza Knoop, porosidade e adaptação do metal em relação aos dentes artificiais. A única diferença encontrada entre os dois métodos de polimerização foi para a dureza Knoop, que se apresentou menor quando as amostras foram submetidas à energia de microondas.

Em 1990, HOGAN & MORI, desenvolveram um método de mensuração contínua da temperatura para fornos de microondas através de termopar. Isso tornou possível correlacionar as potências e tempos de irradiação com a ebulição da água em um recipiente. A visualização da ebulição água ocorreu em 1 minuto a 500 W. Constataram que as medidas da temperatura da água em ebulição e do termopar coincidiram, portanto, esse método era eficiente para mensurar a temperatura no interior dos fornos de microondas.

Ainda em 1990, LATTA *et al.* fizeram um estudo da estabilidade tridimensional de bases de prótese por um novo sistema. Confeccionaram 10 próteses maxilares, constituindo 40 amostras no total. Os materiais utilizados foram. a) Hy-Pro Lucitone por compressão dos moldes; b) PERform por injeção dos moldes; c) SR-Ivocap por injeção dos moldes; e d) Accelar 20 por compressão dos moldes. A posição dos dentes e a espessura das próteses foram padronizadas através de moldes de silicone. Pontos metálicos foram implantados em posições pré-estabelecidas da prótese e modelo. Radiografias oclusais, laterais e frontais foram feitas em condições padronizadas, e em intervalos específicos: a) antes do processamento; b) depois do processamento; c) imediatamente após sua remoção da mufla,

e d) 30 dias após a polimerização. Os resultados revelaram variações significativas nas posições dos pontos metálicos nas amostras pós-processamento, e entre cada grupo de amostras. Nas dimensões oclusais todas as amostras contraíram em relação ao plano frontal e expandiram nas medidas diagonais e ântero-posteriores antes de serem removidas dos modelos. Poucas alterações foram observadas após 30 dias nas resinas (a) e (b).

SANDERS *et al.*, em 1991, avaliaram a adaptação de bases de prótese de resinas polimerizadas por microondas e pelo método convencional. Através de um modelo maxilar desdentado padrão em alumínio, foram confeccionadas bases de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas (2 convencionais e 1 própria para microondas). Os resultados permitiram observar que não houve diferença significativa entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas as bases de prótese.

ZISSIS *et al.*, ainda neste ano, fizeram uma revisão de literatura a respeito dos métodos de mensuração utilizados na determinação da precisão dimensional e estabilidade das bases de prótese. Observaram que muitos e diferentes métodos têm sido propostos, mas que existe um certo predomínio no uso de compasso calibrador e de microscópios lineares. Mas o método que pode oferecer bastante precisão em pesquisas futuras é os sofisticados sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas, que permitem obter resultados bastante precisos do posicionamento da base da prótese em relação ao modelo.

Também em 1991, NELSON *et al.* estudaram as alterações observadas na dimensão vertical de oclusão diante o processamento convencional e por energia de microondas. Confeccionaram 30 bases de prótese superior e 30 inferior, sendo metade em resina Lucitone polimerizada por água quente (70 °C por 9 horas) e a outra parte processada por energia de microondas (500 W por 2,5 minutos de cada lado da mufla). Todas as bases receberam dentes de resina acrílica padronizados. As alterações de dimensão vertical foram medidas com o auxílio de um articulador Arcon H-2, no qual foi adaptado um dispositivo mensurador Starret, capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. Os resultados

demonstraram aumentos da D.V.O. de até 1 mm em ambos os métodos, o que é considerado tecnicamente aceitável. Estatisticamente falando, houve significância nos dados das amostras processadas pela energia de microondas, que foi maior do que as amostras processadas convencionalmente.

Em 1991, AL-HANBALI *et al.*, estudaram o grau de distorção do bordo posterior de bases de prótese processadas em banho de água (70 °C por 7 horas + 100 °C por 3 horas e 100 °C por 20 minutos) e através de energia de microondas (65 W por 25 minutos), confeccionados sobre modelos duplicados a partir de um modelo mestre fundido em liga de cromo-cobalto. Após o processamento, as bases foram resfriadas na bancada, à temperatura ambiente, e mantidos em ambiente úmido por 24 horas. O espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre foi medido na região de bordo posterior em 7 posições, com auxílio de um microscópio comparador linear com aumento de 35 vezes. A partir dos resultados obtidos foi concluído que as bases após polimerizadas apresentam distorção. As que apresentam menor distorção foram às submetidas à polimerização por microondas, embora as distorções encontradas não tenham sido estatisticamente significativas. Nos 3 grupos, a região mediana das bases foi o local onde mais houve distorção.

Neste mesmo ano WALLACE *et al.* analisaram a precisão dimensional de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. O grupo controle foi polimerizado em banho de água (73 °C por 9 horas). As variáveis consistiam em amostras polimerizadas por energia de microondas em diferentes combinações de temperatura e tempo: A) 86 W por 13 minutos + 448 W por 2 minutos; B) 86 W por 6,5 minutos de cada lado e 448 W por 1 minuto de cada lado; C) 241 W por 10 minutos; D) 397 W por 2,5 minutos de cada lado. Associado a essa variável, foi utilizado Micro Liquid nas resinas. As amostras foram armazenadas em água por 30 dias. Foram feitas mensurações em diferentes posições da base. Os resultados demonstraram que podem ocorrer alterações estatisticamente significativas em algumas amostras com relação a posições específicas da base. Entretanto de um modo geral, os autores consideraram que as bases processadas por energia de microondas podem apresentar precisão igual, ou melhor, que as processadas convencionalmente. Concluíram ainda que não houve um grupo



específico dentre os polimerizados por energia de microondas que apresentasse maior adaptabilidade em relação aos demais. Admitiram que o processamento das resinas por microondas é mais eficiente em termos de tempo de trabalho em relação ao método convencional e que pode ser aplicado clinicamente na odontologia fornecendo excelente precisão dimensional.

Em 1992, TURCK *et al.* estudaram a determinação da precisão dimensional de próteses utilizando um sistema de mensuração de coordenadas por computação gráfica. Os corpos foram processados por 3 diferentes técnicas: A) banho de água convencional, por energia de microondas e fotopolimerização. Os resultados não demonstraram diferença significativa nas mensurações das próteses, para os 3 métodos, mas em posições específicas, a ativação por luz visível produziu significativa distorção na borda, em relação às próteses polimerizadas por energia de microondas.

DIXON *et al.* em 1992 investigaram a estabilidade dimensional linear em 3 tipos de resinas utilizadas no processamento de bases de próteses (Triad, Accelar 20 e Lucitone 199). As resinas foram submetidas a ciclos de polimerização curto e longo e as amostras foram armazenadas em água por 30, 60 e 90 dias. Após 90 dias de armazenamento apenas a resina Accelar 20 apresentou distorção na sua dimensão linear. Entretanto consideraram que as alterações ocorridas foram tão pequenas que não poderiam ser estatística ou clinicamente comprovadas.

No ano de 1993, SYKORA & SUTOW verificaram a adaptação de bases de prótese, na região de selado posterior do palato, quando influenciada por duas diferentes técnicas de processamento de resinas, forma do palato e imersão em água. Neste estudo foram usados vinte modelos de gesso, sendo dez com palato profundo e dez com palato raso. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases em cera com espessura entre 1,5 – 2,0 mm. Dez bases (sendo 5 com palato raso e 5 com palato profundo) foram processadas com resina convencional (Lucitone 199) e as outras dez bases, foram processadas utilizando-se a técnica de resina injetada (SR-Ivocap). Após a polimerização, cada conjunto base-modelo foi avaliado logo depois da demuflagem, após o polimento e acabamento e após períodos

de imersão em água em temperatura ambiente de 01 hora, 01 dia e 01 semana. Os autores concluíram que a técnica de resina injetada mostrou pequena alteração dimensional quando comparada com a resina convencional. Quando armazenadas em água, a resina injetada recuperou a alteração sofrida durante a polimerização, e nas duas resinas utilizadas o palato raso mostrou maior desadaptação se comparado com o palato profundo.

Em 1994, DEL BEL CURY *et al.*, avaliaram algumas propriedades físico-químicas de 2 resinas termopolimerizáveis, 1 resina quimicamente ativada e 1 polimerizada por energia de microondas. As propriedades estudadas foram: sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual. Os resultados revelaram que, em relação à solubilidade em água, as resinas autopolimerizáveis e polimerizadas por microondas mostram valores maiores e menores respectivamente. Para teste de flexão máxima e liberação de monômero residual, a resina curada por microondas mostrou menores valores. Uma termopolimerizável e a autopolimerizável tiveram maiores valores nos respectivos testes. A resina que mostrou maior resistência ao impacto foi a termopolimerizável com monômero contendo ligação cruzada. A partir dos resultados, concluíram que as resinas diferem entre si em relação as suas propriedades físico-químicas, as quais não estão relacionadas ao tipo de polimerização a que foram submetidas.

ILBAY *et al.*, em 1994, desenvolveram um estudo para analisar algumas propriedades físicas de uma resina própria para microondas, diante de 21 variações no método de processamento. Utilizaram potências de 110, 165, 220, 275, 330 e 550 W em tempos de 1, 2, 3, 6, 8, e 10 minutos. De 21 amostras 15 obtiveram polimerização efetiva. Os ciclos limites foram 110 W por 10 minutos e 550 W por 2 minutos. As amostras não apresentaram porosidade significativa. No entanto as amostras polimerizadas com potência alta apresentaram maior número de poros. O ciclo que apresentou maior dureza foi o de 550 W por 3 minutos.

DYER & HOWLET em 1994 investigaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas próprias para energia de microondas com resinas acrílicas de polimerização rápida em banho de água e analisaram em ambas as resinas quando reparadas com resinas acrílicas

polimerizadas em microondas. Em um modelo metálico simulando um maxila edêntula foram confeccionados 40 modelos de gesso pedra, sendo que dois grupos de bases de resina acrílica foram preparados e polimerizados sobre os mesmos: 1) resina de polimetil-metacrilato modificada para polimerização rápida, sendo imersa em água fervente e mantida à 100 °C por 22 minutos, e 2) resina de polimetil-metacrilato modificada para polimerização em microondas a 500 W por 3 minutos. A adaptação sobre o modelo metálico foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre o modelo e a base. As bases originais foram seccionadas em direção sagital e reparadas usando resina acrílica ACRON-MC polimerizada a 500 W por 2 minutos, e a estabilidade foi reavaliada após os tratamentos propostos. Os autores concluíram que as novas resinas formuladas para microondas não oferecem vantagens em termos de precisão dimensional em relação às resinas convencionais curadas pelo método rápido em banho de água.

No ano seguinte, RIZZATTI-BARBOSA *et al.* avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: um convencional com ligação cruzada ( Lucitone 550<sup>®</sup>) e outra desenvolvida para microondas (Acron MC<sup>®</sup>). A primeira foi submetida à polimerização em banho de água a 73 °C por 9 horas e à polimerização através de microondas nos ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. A partir de um modelo fundido em liga de cobre alumínio simulando uma maxila totalmente desdentada, foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. A primeira avaliação do grau de adaptabilidade foi realizada logo após o acabamento das próteses e a segunda após as amostras terem ficado por 30 dias em água destilada a  $37 \pm 2$  °C. Foram realizados 2 testes de adaptação: o primeiro consistiu no peso do material de moldagem interposto entre as bases e o modelo mestre; o segundo, na média das mensurações do espaço entre a base e o modelo mestre em 7 diferentes posições do seu bordo posterior. Os resultados obtidos mostram que: A) as próteses feitas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; B) as amostras feitas com Lucitone 550 processadas em banho de água, e as feitas com Acron-M C processadas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram a pior

adaptação; C) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; D) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptação nos períodos de pré e pós-armazenagem na água foram às feitas com Lucitone 550 em banho de água e a Acron MC polimerizada a 500 W /3 minutos. Os autores consideram que mais estudos devam ser realizados sobre os ciclos de polimerização em microondas e as variáveis que estes promovem no resultado final das próteses.

RODRIGUES GARCIA *et al.*, em 1996, estudaram a influência de um segundo ciclo de polimerização na adaptação e porosidade de bases de prótese. Foram confeccionadas 12 bases de prótese para cada um dos 3 grupos estudados: (G1) e (G2), resina acrílica convencional polimerizada em banho de água a 73 °C por 9 horas; (G3) resina acrílica para microondas polimerizadas a 500 W por 3 minutos. O grau de adaptação foi verificado através do peso do material de moldagem interposto sobre a base e o modelo mestre, sob carga de 2 Kg. Após, todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que os grupos (G1) e (G3) com a mesma resina e a mesma técnica de polimerização e (G2) com a mesma resina, porém polimerizadas com energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Todos os grupos foram novamente submetidos ao teste de adaptação descrito anteriormente. A porosidade das amostras após polimento e imersão em tinta preta, foi conferida em lupa estereoscópica com aumento de 63 vezes. Concluíram, os autores, que a resina convencional polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e, no segundo, por energia de microondas, apresentou adaptação semelhante à do método convencional de reembasamento. Quanto à porosidade constatou-se que, tanto após o primeiro como segundo ciclo de polimerização, a resina convencional apresentou maior porosidade.

Neste mesmo ano ARIMA *et al.* utilizou seis agentes de ligação cruzada adicionados ao monômero de resinas autopolimerizáveis para base de dentadura e investigou o efeito dessas substâncias na sorção de água e na solubilidade das resinas. Os resultados sugeriram que a natureza química do polímero relacionada com a molécula de água afeta a sorção de água da base de resina, sendo que a adição de agente de ligação cruzada diminuiu a solubilidade com o aumento da concentração.

SCHIOZER, em 1996, conclui que as quantidades de líquido sorvidas por um corpo não dependem apreciavelmente da força de pressão sobre sua superfície, mas da espessura do corpo, distribuição das moléculas e suas disposições geométricas, e da viscosidade do líquido, a qual decresce com o aumento da temperatura.

Ainda no ano de 1996, SYKORA & SUTOW analisaram a adaptação posterior de bases de prótese, quando confeccionadas sobre um modelo de gesso de alta distorção (Ivoclar AG). Com o objetivo de compensar a alteração dimensional da resina, os autores utilizaram um gesso que sofresse maior distorção. Foram confeccionados 20 modelos seguindo um padrão com palato raso, sendo 10 em gesso tipo III e 10 em gesso de alta distorção. Foram confeccionados sobre os modelos, bases de 2,00 mm de espessura. Dez conjuntos base-modelo foram submetidos à polimerização com resina convencional (Lucitone 199 – Dentisply) e outros dez foram polimerizados com resina injetada. Após a polimerização, as bases sofreram acabamento e polimento e foram armazenadas em água por 01 dia e 01 semana. As amostras foram analisadas em microscópio com resolução de 0,001 mm. Os autores observaram como resultado que as bases confeccionadas em modelos de gesso de alta distorção apresentaram melhor adaptação que aquelas confeccionadas com gesso tipo III, independente da técnica de polimerização usada.

Em 1996, POMILIO *et al.*, estudaram as alterações dimensionais que ocorrem em próteses totais da arcada inferior durante o processo de inclusão, condensação e polimento. Foram utilizados 20 próteses onde se realizaram 13 diferentes mensurações em pontos de referência pré-determinados, inicialmente com a prótese encerada e posteriormente após sua polimerização e polimento. Após a análise dos dados, observaram uma diminuição no comprimento do arco dentário estatisticamente significativa; um fechamento do arco na região de molares e um aumento na dimensão vertical de oclusão, justificando assim a necessidade do ajuste oclusal antes da instalação da prótese no paciente.

RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI neste mesmo ano, investigaram se o processo de polimerização das próteses totais pode interferir nas inclinações látero-laterais das

cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. A partir de um modelo mestre foram obtidos os moldes com silicona por condensação de consistência leve, preenchidos com gesso pedra tipo III. As moldagens foram obtidas com o auxílio de moldeiras individuais confeccionadas com resina acrílica sobre o modelo fundido, devidamente aliviado com cera. Para cada modelo foi feita uma base de prótese em resina autopolimerizável. Para a padronização na montagem das 20 próteses, foram utilizados padrões fixados nas plaquetas de um articulador totalmente ajustável. Os dentes artificiais foram posicionados cada qual em seu nicho, localizado no padrão inferior. Fechado o articulador, a distância entre os dentes artificiais e a base de prótese foi preenchida com cera 7 e os dentes fixados em posição padronizada para todas as próteses. Para cada prótese encerada foram confeccionados 2 padrões para mensuração do ângulo das cúspides, em resina vinílica. Este em forma frontal passava sobre as cúspides mesiais dos primeiros molares superiores em ambos os lados. Antes da polimerização das próteses, um dos padrões foi posicionado sobre os dentes e suas edentações obtidas com resina autopolimerizável. Esses padrões foram removidos e registrados através de xérox em perfil, para mensurar as inclinações das vertentes triturantes das cúspides palatinas dos primeiros molares. Após, as amostras foram incluídas em mufla metálica convencional para processamento em banho de água através da compressão do molde, polimerizadas a 75 °C / 9 horas. Após as próteses terem sido removidas das muflas, foi feito o acabamento e realizada uma segunda avaliação da inclinação das cúspides. Os autores observaram a partir dos resultados que, entre os estágios de pré e pós-polimerização, ocorreram alterações nos ângulos estudados, admitindo supor que a contração ocorrida na base da prótese durante o seu processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores.

Em 1997, ARIOLI analisou a influência das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água a 37 °C (24 horas, 15 e 30 dias) na adaptação de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica polimerizadas termicamente. As amostras foram enceradas, incluídas e polimerizadas a partir de modelos mestres duplicados em gesso pedra tipo IV em moldagens com moldeira individual e silicona por adição. Em seguida as amostras foram armazenadas em água e posteriormente coladas com adesivo instantâneo sobre os modelos para executar os cortes

(região do selado posterior, fossas centrais dos primeiros molares e regiões distais dos caninos). Os desajustes foram mensurados com microscópio comparador linear. Os resultados indicaram que existe uma significância estatística nas formas geométricas do palato tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. Os períodos de armazenagem em água não demonstraram alterações significativas entre os dados. Desta maneira, a região de selamento posterior foi a que apresentou menor adaptação em todos os grupos, a forma geométrica triangular do palato contribuiu para o aumento dos desajustes, o que, segundo o autor, pode interferir na retenção e estabilidade de prótese totais superiores.

Recentemente, PITTA, em 1997 estudou a variação na inclinação das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais após processamento por três métodos: I) banho de água 73 °C por 9 horas; II) microondas 440 W por 4 minutos; III) microondas 80 W por 15 minutos. A partir de um modelo metálico representando uma maxila edêntula, foram confeccionadas 30 próteses totais superiores com as mesmas características quanto à espessura, forma e montagem dos dentes. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Foram confeccionadas matrizes de correlação para os ângulos medidos e encontrou-se que entre a fase de pré-polimerização e a fase de pós-polimerização houve uma maior aproximação dos ângulos (34%) para o Grupo II. Houve diferenças significativas entre as fases de pós-polimerização e polimento, com grande discrepância para os três grupos, sendo 57% de aproximação para o Grupo I, 37% para o Grupo II e apenas 7% para o Grupo III, mesmo tendo sido utilizado o mesmo método de polimento para os três grupos. Dessa forma, o autor constatou que: A) os três métodos estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides; B) o método de polimerização por energia de microondas a 440W por 4 minutos foi o que apresentou menor alteração nas inclinações das cúspides dos dentes estudados. C) o polimento pelo método convencional alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas para ambos os grupos.

Em 1997, SADAMORI *et al.*, avaliaram a influência da espessura na alteração

dimensional linear, no empenamento e na absorção de água de resinas para base de prótese seguindo dois métodos de processamento (convencional em banho de água e por energia de microondas). Foram confeccionados corpos de prova nas dimensões de 65 mm x 10 mm e espessuras variando em 1, 3, e 5 mm e polimerizados: a) resina termopolimerizável convencional (banho de água 90 minutos 70°C mais 30 minutos 100°C); b) resina para microondas ACRON-MC (500 W por 3 minutos). As amostras foram armazenadas em água destilada 37°C. A alteração dimensional o empenamento e a sorção de água foram avaliadas nos períodos de 1, 7, 30, e 90 dias. O autor constata que: a) a espessura da resina acrílica influencia nas alterações lineares, no empenamento e na sorção de água; b) a alteração linear dimensional em base fina após a demuflagem pode ser menor, mas a deformação pode ser maior em relação a uma base grossa. Uma base mais grossa requer maior tempo para se obter estabilidade dimensional em relação a uma base mais fina.

ARIOLI, em 1998, analisou a influência do período de armazenagem e das técnicas de polimerização em três marcas comerciais de resinas acrílicas, na movimentação dental de próteses totais superiores. As resinas e o método de polimerização foram: LUCITONE 550 (banho de água 74 °C por 9 horas e em microondas a 500 W por 3 minutos), QC-20 (água fervendo por 20 minutos) e ACRON-MC (microondas 500 W por 3 minutos). As distâncias dentais foram mensuradas após o enceramento (TI0), inclusão (TI1), polimerização e demuflagem (TI2), nos períodos de 3 (TI3), 7 (T4) e 30 dias (T5) de armazenagem em água a 37 °C. A partir dos dados obtidos concluiu que: 1) a resina ACRON-MC apresentou os maiores deslocamentos dentais; 2) no período de armazenagem de 3 dias ocorreram os maiores índices de deslocamentos dentais; 3) o período de armazenagem não compensou totalmente as distorções de polimerização; e, 4) as distâncias entre pré-molares e molares apresentaram contração e expansão respectivamente.

ALMEIDA, e, 1998, realizou uma pesquisa na qual procurou verificar as alterações de adaptação das bases de próteses totais com resina acrílica sob a influência de 3 técnicas de polimerização: convencional resina termopolimerizável (banho de água a 74°C por 9 horas), calor seco resina termopolimerizável (estufa 74°C por 9 horas) , e por energia de microondas resina termopolimerizável e ACRON-MC (900W por 3 minutos). A alteração



dimensional das bases foi avaliada através de cortes das amostras e avaliado o espaço formado entre a base e o modelo de gesso em microscópio métrico linear. Segundo os resultados concluiu-se que todas as técnicas avaliadas produziram distorções, sem diferenças estatisticamente significantes.

Por meio de uma revisão bibliográfica RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 1998, citam que métodos alternativos de processamento de resinas para próteses odontológicas têm sido propostos, no sentido de aprimorar as técnicas e os resultados de próteses removíveis, sejam parciais ou totais. Ainda neste trabalho, os autores fazem uma análise crítica da técnica de processamento através do uso de energia de microondas, no qual salientam as pesquisas desenvolvidas, no sentido de evidenciar os prós e contras de seu uso como método alternativo de polimerização das resinas para base de prótese. Neste contexto, os autores concluem que este método, apesar de relativamente recente, é plausível de ser utilizado na elaboração de trabalhos protéticos, por se tratar de uma técnica simples, limpa e rápida admitindo trabalhos com qualidade equivalente aos métodos convencionais.

PADOVAN, ainda em 1998, estudou a influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. Foram confeccionadas 15 bases de prótese a partir de um modelo padrão metálico, simulando uma maxila edêntula, divididas em três grupos que receberam os seguintes tratamentos: Grupo 1- polimerizada em banho de água aquecida a 74°C por 09 horas; grupo 2 – polimerizada em água a 100°C durante 20 minutos; Grupo 3- polimerizada por energia de microondas a 500W por 3 minutos. Após polimerização e acabamento as amostras foram reposicionadas em seus respectivos modelos e seccionadas em três partes, onde em cada secção foram marcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação em microscópio comparador linear. A maior média de desadaptação ocorreu na região posterior das amostras processadas por energia de microondas, enquanto que as amostras polimerizadas em banho de água convencional por 09 horas ou 20 minutos, apresentaram melhor média de adaptação.

Neste mesmo ano, FRAGA analisou a sorção de água em amostras de resina

acrílicas ativadas termicamente e submetidas a alterações de temperatura, pressão e tempo. Foram confeccionadas 45 amostras seguindo a especificação nº 12 da ADA. As amostras foram divididas em 9 grupos e submetida aos seguintes tratamentos de sorção de água: Grupo 1 - (grupo controle) 30 dias em água destilada a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e pressão ambiente; Grupo 2 - 60 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; Grupo 3 - 60 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; Grupo 4 - 90 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; Grupo 5 - 90 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 90 Lbs de pressão; Grupo 6 - 60 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; Grupo 7 - 60 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; Grupo 8 - 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; Grupo 9 - 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; Após essa armazenagem, as amostras foram submetidas ao teste de sorção de água descrito na especificação nº 12 da ADA. De acordo com os resultados obtidos o autor concluiu que o tratamento das amostras 60 a 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão é tão eficiente quanto a armazenagem 30 dias em água destilada a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e pressão ambiente.

NADIN em 1999 investigou a correlação entre as inclinações das cúspides vestibulo-palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável, quando polimerizadas pelo método de Phillips ( $73^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 h) e através do aquecimento por energia de microondas (500 W por 3 min), em função da sorção de água, sob diferentes condições de temperatura e pressão. Para este fim foram confeccionadas 60 próteses totais superiores divididas em 4 grupos de 15 amostras cada, que receberam os seguintes tratamentos: G I - polimerizado por banho de água, e armazenado em água a  $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ , à pressão ambiente durante 30 dias; G II - polimerizado por banho de água, e armazenado em água a  $60 \pm 2^{\circ}\text{C}$ , 40 Lib/Pol<sup>2</sup> durante 1 hora; G III - polimerizado por energia de microondas, e armazenado em água a  $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ , a pressão ambiente durante 30 dias; G IV - polimerizado por energia de microondas, e armazenada em água a  $60 \pm 2^{\circ}\text{C}$ , 40 Libras durante 1 hora. Concluiu-se que todas as amostras estudadas apresentaram alteração na inclinação das cúspides após a sorção de água. Não houve alterações estatisticamente significativas na inclinação dental em relação a variável

polimerização e em relação a variável sorção de água. As alterações na inclinação dos dentes ocorreram aleatoriamente para cada prótese, variando quanto ao sentido e grau de movimentação, independentemente do tipo de polimerização ou do método de sorção de água utilizados.

ZANETTI em 1999, avaliou a influência do material de inclusão (gesso tipo III (G), silicone densa Optosil® Confort (O) e sílica densa Labormass® (L)) e da consistência da resina acrílica no momento da prensagem (fase filamentosa (F) e fase plástica (P)), na alteração das distâncias entre os dentes artificiais (17-27 (D1), 14-24 (D2), 17-21 (D3) e 27-11 (D4)) de próteses totais superiores, após polimerização por energia de microondas. Foram confeccionadas 60 amostras padronizadas com a resina Onda-Cryl®, divididas em 6 grupos. Os valores (%) das distâncias foram submetidos à ANOVA ( $p < 0,05$ ), e diante dos resultados (Grupo 1 (GF)  $D1=0,97 \pm 0,52$ ;  $D2=0,77 \pm 0,19$ ;  $D3=0,44 \pm 0,14$ ;  $D4=0,58 \pm 0,40$ ; Grupo 2 (GP)  $D1=0,99 \pm 0,70$ ;  $D2=0,62 \pm 0,22$ ;  $D3=0,58 \pm 0,47$ ;  $D4=0,65 \pm 0,66$ ; Grupo 3 (OF)  $D1=0,65 \pm 0,66$ ;  $D2=0,50 \pm 0,28$ ;  $D3=0,50 \pm 0,36$ ;  $D4=0,71 \pm 0,63$ ; Grupo 4 (OP)  $D1=0,64 \pm 0,20$ ;  $D2=0,68 \pm 0,81$ ;  $D3=0,38 \pm 0,20$ ;  $D4=0,33 \pm 0,21$ ; Grupo 5 (LF)  $D1=1,03 \pm 0,43$ ;  $D2=0,93 \pm 0,43$ ;  $D3=0,56 \pm 0,17$ ;  $D4=0,67 \pm 0,49$ ; e Grupo 6 (LP)  $D1=0,84 \pm 0,31$ ;  $D2=0,62 \pm 0,35$ ;  $D3=0,52 \pm 0,17$ ;  $D4=0,42 \pm 0,12$ ), observou-se que: não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos; o material de inclusão e a fase de prensagem da resina acrílica não influenciaram nas alterações das distâncias entre os dentes artificiais.

RIZZATTI-BARBOSA (2000) investigou o grau de alterações na adaptação ao modelo, da borda posterior de bases de prótese totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em sete posições pré estabelecidas, em função de três tratamentos: o método de processamento (T0), o polimento (Tp) e a sorção de água (T30). Foram confeccionadas 24 réplicas de próteses totais superiores a partir de um padrão metálico fundido. Estas foram aleatoriamente divididas em dois grupos: o primeiro foi polimerizado com resina LUCITONE 550® em banho de água durante 9 horas a  $73 \pm 2^\circ\text{C}$ , e o segundo com resina Acron MC®, processada em forno de microondas durante 3 minutos a 500 W de

potência. Após o acabamento, as amostras foram armazenadas em água destilada durante 30 dias a  $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Em cada tratamento, o grau de desadaptação da região posterior foi avaliado em microscópio comparador linear, em sete pontos: a 1 mm do fundo de sulco vestibular esquerdo (P1), sobre a crista do rebordo esquerdo (P2), 10 mm à esquerda da linha mediana (P3), sobre a linha mediana (P4), 10 mm à direita da linha mediana (P5), sobre a crista do rebordo direito (P6) e a 1 mm do fundo de sulco vestibular direito (P7). O maior grau de desadaptação observado foi em P4, após o processamento com energia de microondas (0,7141 mm) e o menor foi em P1, após a sorção de água das amostras processadas com energia de microondas (0,0983 mm). Os dados numéricos de desadaptação dos sete pontos para os três tratamentos foram submetidos à análise estatística pelo teste t e teste de Tukey ( $p<0,05$ ), e os resultados permitiram concluir que: a) todas as amostras apresentaram desadaptação em todos os pontos, após terem sido processadas; b) em ambos os métodos de processamento, os locais que apresentaram maior desadaptação foram os pontos sobre os rebordos (P2 e P6) e na região central do palato (P4); c) as amostras polimerizadas através da energia de microondas apresentaram maior desadaptação que as polimerizadas por banho de água nos pontos sobre a região central do palato (P4), na região a 10 milímetros da linha mediana para o lado direito (P5) e na região sobre o rebordo direito (P6); d) após o polimento, as amostras polimerizadas por energia de microondas apresentaram maior desadaptação em relação às polimerizadas por banho de água nos pontos sobre os rebordos direito e esquerdo (P2 e P6), região central do palato (P4) e regiões a dez milímetros da linha mediana à direita e à esquerda (P3 e P5); e) após o período de armazenagem em água, todos os pontos de todas as amostras apresentaram menor desadaptação em relação aos valores apresentados após o processamento; g) após o período de armazenagem em água, as amostras polimerizadas com energia de microondas apresentaram maior desadaptação que as polimerizadas com banho de água, nas regiões central do palato (P4) e a 10 milímetros da linha mediana à direita (P5).

Estudo realizado por GANZAROLLI (2001) avaliando a adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de três diferentes tipos de resina acrílica: termopolimerizável convencional Clássico ©, resina para polimerização em forno de microondas Onda Cryl e resina injetada Palaxpress. A avaliação da adaptação foi realizada

imediatamente após a demuflagem e após um período de armazenagem por 30 dias em água. Para verificar a desadaptação foi verificado o peso de silicone por adição (Express-3M) interposto entre a base de resina e o modelo metálico. Concluiu-se que a resina Palaxpress possui melhor adaptação se comparada com as resinas Clássico e Onda Cryl e após a sorção de água ocorreram distorções nas bases. A resina Clássico apresentou menor porosidade e menor resistência à flexão e ao impacto quando comparada com as duas outras resinas utilizadas neste trabalho.

Neste mesmo ano, RIZZATTI-BARBOSA analisou a sorção de água em amostras de resina acrílicas ativadas termicamente e submetidas a alterações de temperatura, pressão e tempo. Foram confeccionadas as amostras seguindo a especificação nº 12 da ADA. Foram submetida aos seguintes tratamentos de sorção de água: 30 dias em água destilada a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e pressão ambiente; 60 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; 60 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; 90 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; 90 minutos em água destilada a  $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 90 Lbs de pressão; 60 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; 60 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão; 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 60 Lbs de pressão; Após essa armazenagem, as amostras foram submetidas ao teste de sorção de água. De acordo com os resultados obtidos os autores concluíram que o tratamento das amostras 60 a 90 minutos em água destilada a  $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 40 Lbs de pressão é tão eficiente quanto a armazenagem 30 dias em água destilada a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e pressão ambiente.

### ***3 . Proposição***

O objetivo deste trabalho foi verificar a influência do processamento e da sorção de água na inclinação látero-lateral dos primeiros molares e na adaptação na região de primeiro molar de bases de próteses totais superiores, confeccionadas com resina Lucitone 550, variando o método de polimerização e o tratamento de sorção, como segue:

1) polimerização em banho de água por 9 h a  $73 \pm 2$  °C, e armazenamento em água destilada durante 30 dias à temperatura de  $37 \pm 2$  °C em estufa;

2) polimerização em banho de água por 9 h a  $73 \pm 2$  °C, e armazenamento em água destilada durante 1 hora à temperatura de  $60 \pm 2$  °C e pressão de 40 Lib/Pol<sup>2</sup> em termopolimerizadora;

3) polimerização por energia de microondas a 500W por 3 minutos, e armazenamento em água destilada durante 30 dias à temperatura de  $37 \pm 2$  °C em estufa;

4) polimerização por energia de microondas a 500W por 3 minutos, e armazenamento em água destilada durante 1 hora à temperatura de  $60 \pm 2$  °C e pressão de 40 Lib/Pol<sup>2</sup> em termopolimerizadora.

## ***4. Material e Métodos***

### **4.1. MATERIAL**

#### **4.1.1. Resina utilizada na confecção das amostras**

Para este trabalho a resina utilizada, a proporção polímero/monômero, e o respectivo fabricante estão descritos no **Quadro I**.

**Quadro I. Resina acrílica, proporção pó/líquido e fabricante.**

<b>Resina acrílica</b>	<b>Relação pó/líquido</b>	<b>Fabricante</b>
Lucitone 550	21,0 g/10ml	Dentsply Ind. e Co.

#### **4.1.2. Dentes artificiais**

As próteses foram confeccionadas com dentes de resina acrílica modelo 2D (VIPI® – dent plus - dental VIPI Ltda., Ind. e Com. de Materiais Odontológicos).

### **4.2. MÉTODOS**

#### **4.2.1. Preparo das matrizes**

##### **4.2.1.1. Modelo mestre**

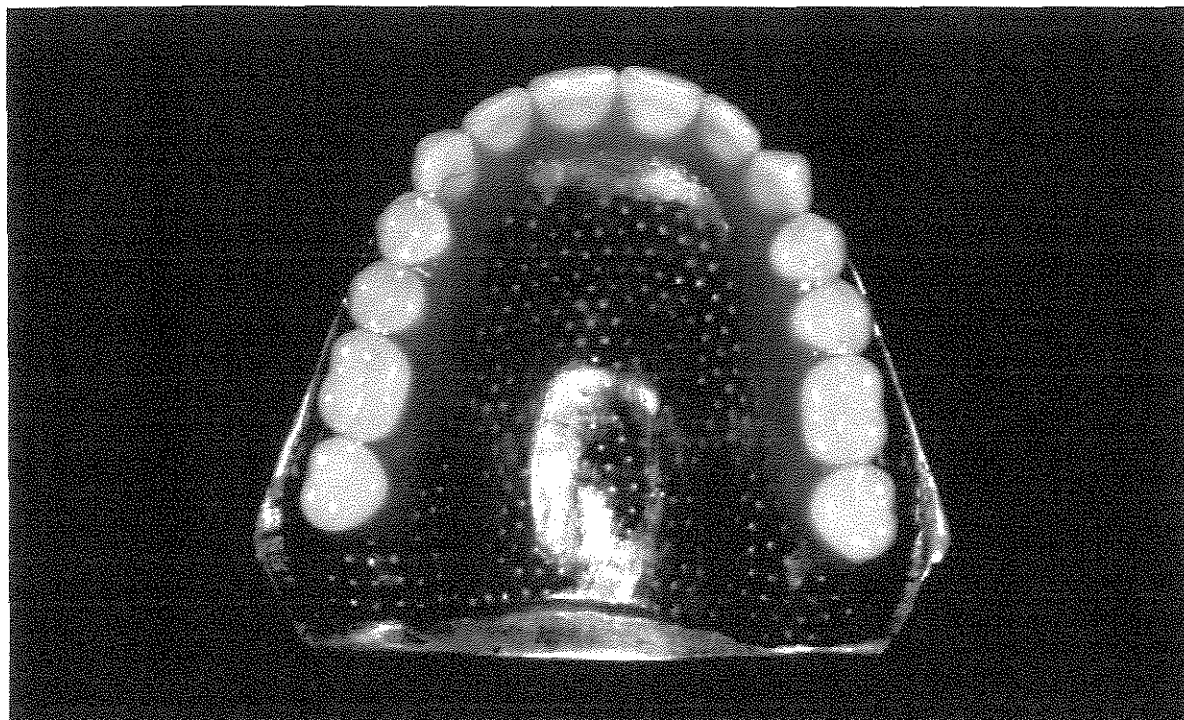
Para a obtenção dos modelos de trabalho foi utilizado um modelo mestre fundido em liga de cobre e alumínio, simulando uma maxila totalmente desdentada, com um sulco em toda a região de selamento periférico e posterior demarcando a área chapeável.

##### **4.2.1.2. Matriz da prótese**

Para a padronização da espessura da base da prótese, foram adaptadas esferas metálicas de 2 mm de diâmetro, uma ao lado da outra, sobre toda a área chapeável do modelo mestre, com o auxílio de cera pegajosa (DURADENT® - Odonto Comercial

importadora Ltda), onde a superfície da base foi regularizada com cera 7 (PROBEM® Lab. Prod. Farm. e Odont. Ltda).

Sobre esta base foi confeccionado um rolete de cera 7 com espessura uniforme de 10 mm, obedecendo uma inclinação decrescente antero-posterior, realizada a montagem dos dentes artificiais e o término do enceramento (ZANETTI, 1999; NADIN, 1999). (Figura 1).



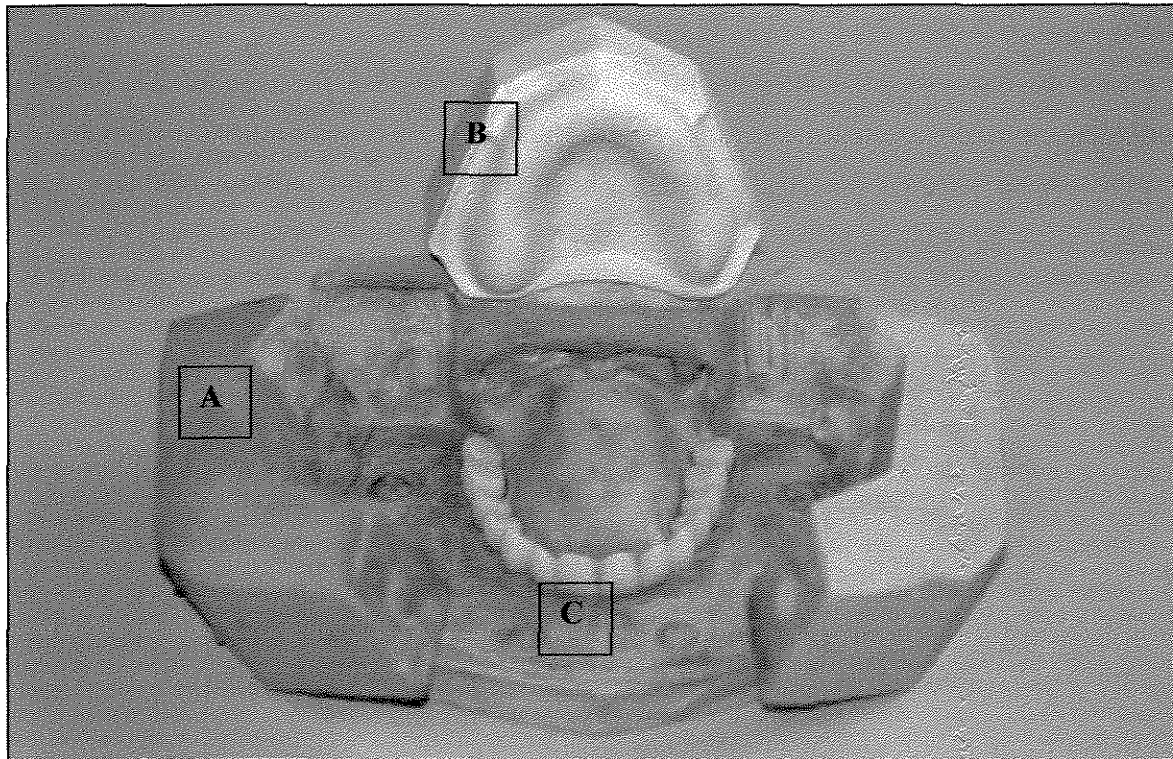
**Figura 1. Matriz da prótese encerada sobre o modelo mestre metálico.**

#### **4.2.1.3. Molde duplicadora das próteses**

A matriz da prótese encerada sobre o modelo mestre, foi copiada em gesso tipo IV (Vel-Mix da Kerr®) na proporção água/pó de 22 ml/100 g, confeccionando-se um molde composto de três partes articuladas que se adaptaram perfeitamente entre si: dois blocos moldando a face vestibular da matriz, desde a linha média até a região posterior do



modelo, e da base até o equador protético dos dentes artificiais, um de cada lado; e o terceiro bloco foi adaptado sobre todo o conjunto, copiando a região palatina e a oclusal dos dentes da prótese, tendo os canais de alimentação no bordo posterior para a injeção da cera 7 liquefeita. Após a remoção da matriz da prótese, obtiveram-se os nichos para a adaptação dos dentes artificiais, o nicho para o encaixe dos modelos de gesso e o espaço entre eles para posterior enceramento das próteses (**Figura 2**) (ZANETTI, 1999; NADIN, 1999).



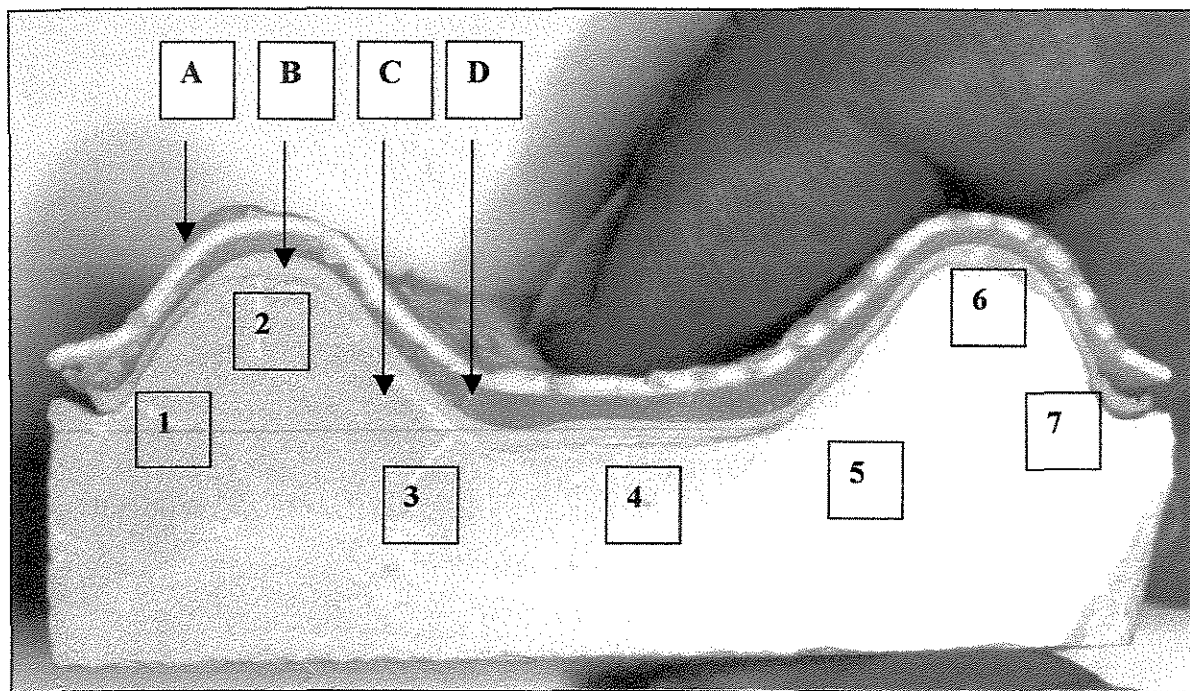
**Figura 2. Molde duplicador de próteses (A), modelo de gesso (B), dentes artificiais (C).**

#### **4.2.1.4. Matrizes auxiliares para posicionamento dos dentes**

Essas matrizes foram confeccionadas em número de duas, uma para os primeiros molares superiores direito e outra para os primeiros molares superiores esquerdo. Usou-se gesso tipo IV modelado em forma de cubo, tendo na parte superior um nicho moldado pela base do próprio dente, posicionado com a ponta das cúspides palatinas e a cervical vestibular no mesmo plano horizontal. Esse nicho permitiu o posicionamento e a estabilização dos respectivos dentes em posição durante o corte ( NADIN, 1999).

#### 4.2.1.5. Matriz auxiliar para avaliação da adaptação

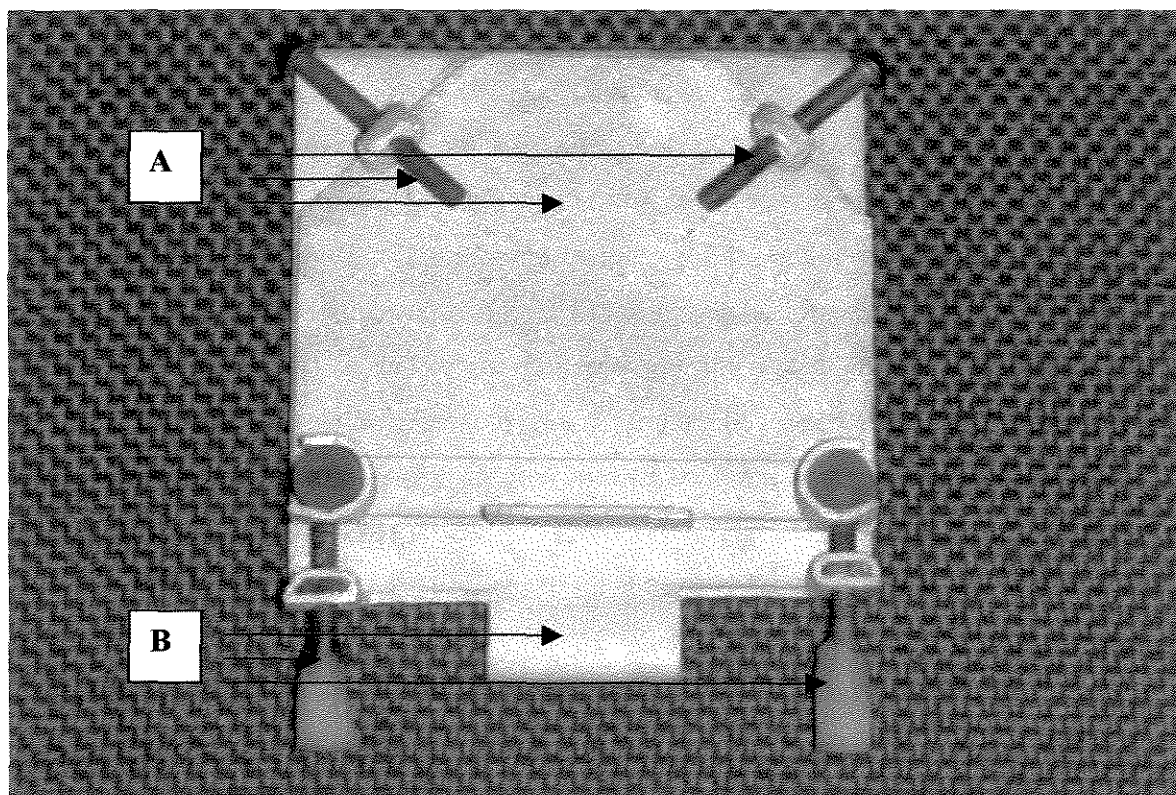
Sobre o modelo mestre foi confeccionada uma base de prótese em acrílico, a qual foi reembasada com resina resiliente Ever-soft (Myerson Division of Austenal, Inc<sup>®</sup>), recortada transversalmente na região posterior correspondente a vertente triturante das cúspides palatinas distais dos primeiros molares juntamente com um modelo de gesso. Foram feitas 7 marcas para definir as posições onde foram realizadas as mensurações da espessura do material de impressão, como segue: a) duas, a 1 mm do fundo de sulco vestibular, esquerdo e direito; b) duas, sobre a crista do rebordo, esquerdo e direito; c) uma, na região palatina mediana; d) duas, a 10 mm da região palatina mediana, para esquerda e direita (**Figura 3**).



**Figura 3.** Conjunto para análise da desadaptação onde (A) matriz auxiliar para o teste de adaptação, (B) material de moldagem, (C) modelo de gesso, (D) base resiliente e (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) pontos de aferição.

#### 4.2.1.6. Dispositivo auxiliar para posicionamento em microscópio

Foi confeccionada a partir de duas placas de alumínio sobrepostas onde a superior rotacionava sobre a inferior através de um sistema de parafusos laterais reguláveis. A lâmina inferior prendia-se à base do microscópio através de garras, a superior retinha as amostras para análise através de parafusos de fixação (**Figura 4**). Instrumento necessário para o alinhamento dos pontos de análise em amálgama no sentido frontal.



**Figura 4. dispositivo auxiliar para posicionamento em microscópio: (A) placa superior e parafusos de fixação de amostras, (B) placa inferior e parafusos de regulagem.**

#### **4.2.2. Obtenção dos modelos de gesso**

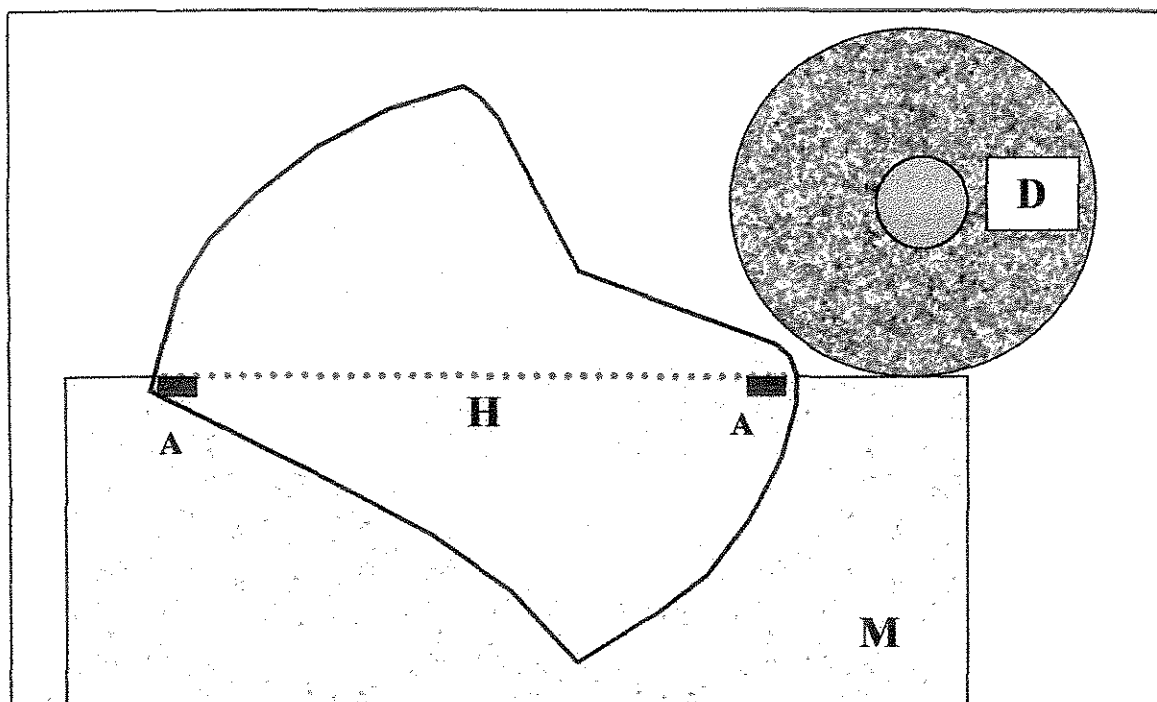
A partir do modelo mestre metálico foi obtido um molde com silicona de adição a base de Polivinil Siloxana especial para duplicação de trabalhos laboratoriais (ELITE DOUBLE – ZHERMACK®) e os modelos foram obtidos com gesso tipo III (Herodent Soli – Rock VIGODENT®) na proporção água/pó de 30ml/100g, espatulado por 1 minuto em espatulador a vácuo e vertido no molde sob vibração.

#### **4.2.3. Preparo dos dentes artificiais (primeiros molares esquerdo e direito)**

Para a avaliação das inclinações vestibulo-palatinas das cúspides méso-palatinas dos primeiros molares estas foram preparadas com um corte em forma de canaleta, contínuo à inclinação da vertente triturante, desde a ponta da cúspide, prolongando-se até a área cervical no sentido palatino-vestibular. Para isso foi utilizado um micro-motor elétrico (DENTEC® Ind. Bras.) equipado com peça reta e roda de carborundum de 2 mm de espessura, presos a um dispositivo de fresagem adaptado para esse fim. A matriz posicionadora dos dentes (item 4.2.1.3) foi presa à mesa do dispositivo de fresagem. Cada dente foi adaptado sobre a matriz posicionadora, mantido em posição com auxílio de uma espátula e o corte preparado nesta inclinação (NADIN, 1999).

Após este procedimento, foram realizadas duas perfurações com broca esférica ½ em baixa rotação em cada extremidade da fresagem, e essas perfurações foram restauradas com amálgama. Estas serviram de pontos de referência para a mensuração no microscópio comparador linear da reta denominada de Hipotenusa, que foi utilizada para o cálculo trigonométrico do ângulo de inclinação dental (**Figura 5**).

Os dentes, depois de mensurada a reta formada entre os dois pontos de referência em amálgama, foram montados nas 60 amostras.

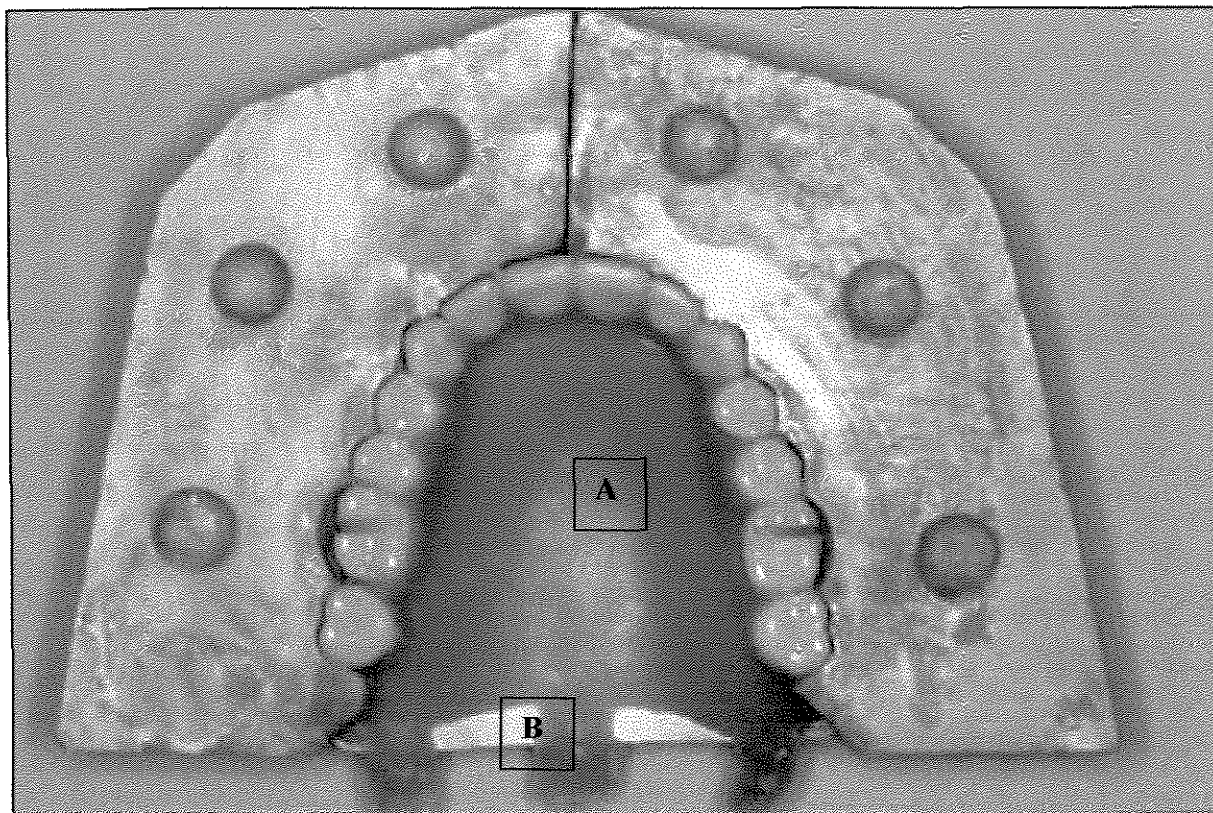


**Figura 5. Desenho esquemático do corte e dos locais dos pontos de referência para mensuração, onde M – matriz posicionadora dos dentes; H - corte transversal do dente; D – roda de carborundum; A – pontos de referência em amalgama.**

#### **4.2.4. Obtenção das próteses em cera**

Para a padronização na montagem das próteses, foi utilizada a matriz duplicadora de próteses, descrita 4.2.1.3. Os dentes artificiais foram posicionados cada qual em seu nicho no interior da matriz e os modelos de gesso foram colocados em sua posição, ficando o espaço interno para preenchimento com cera 7 através dos canais de alimentação. A cera foi fluidificada em banho de água em ebulição, e vertida nos canais de alimentação até o total preenchimento do molde que permaneceu fechado sob pressão manual. Aguardou-se o resfriamento da cera em bancada à temperatura ambiente, e posteriormente o molde foi reaberto para acabamento através do corte da cera dos canais de alimentação na região posterior da prótese encerrada sobre o modelo de gesso (ZANETTI, 1999; NADIN, 1999) (Figura 6). Nessa fase foi realizada a primeira mensuração no microscópio comparador linear (Ernest Leitz Wetzlar®) para se obter o valor do ângulo dental inicial formado (T0).





#### **4.2.5. Inclusão dos modelos**

As próteses foram separadas aleatoriamente em quatro grupos de 15 amostras cada um, e metade das amostras foram incluídas em muflas metálicas convencionais (DCL número 5,5 ®, - Dentária Campineiro Ltda.) para processamento em banho de água. A outra metade das amostras foi incluída em mufla de PVC reforçadas com fibra de vidro, desenvolvida para uso em microondas (GC FRP Flask®, HK Type – G.C. Corp. Tokyo – Japan).

As próteses e seus respectivos modelos foram incluídos na parte inferior da mufla com gesso tipo III numa proporção água/pó de 30ml/100g, espatulado por 1 minuto em espatulador a vácuo. Após a cristalização do gesso, esse foi isolado com vaselina sólida aplicada com pincel macio. Em seguida, foi feito o preenchimento da parte superior da mufla também com gesso tipo III. Após a cristalização deste gesso, para a fluidificação da cera, as muflas para microondas foram irradiadas por 1 minuto à potência total e as muflas metálicas permaneceram 15 minutos em água a 100 °C. Após a remoção da cera, a mufla e

a contra-mufla foram lavadas com água quente, detergente neutro e uma escova macia, até a completa limpeza dos moldes de gesso.

#### **4.2.6. Preenchimento dos moldes**

Sobre os moldes de gesso foi aplicado isolante para resina com pincel macio (CEL-LAC® White Artigos dentários Ltda.).

A resina foi preparada segundo as instruções do fabricante, inserida e adaptada em sua fase plástica no molde da contra mufla. Em seguida, o conjunto foi fechado suavemente. A mufla foi prensada lenta e gradualmente com o auxílio de uma prensa hidráulica de bancada, até atingir 1,25 ton assim permanecendo por 15 minutos para o completo e uniforme escoamento do excesso de resina. Decorrido este tempo, a mufla para polimerização convencional foi transferida para uma prensa de molas e colocada na termopolimerizadora de resinas (RIGUETTO & SALIN e Cia. Ind. Bras. ®), com a água em temperatura ambiente. A mufla para microondas foi parafusada, removida da prensa e colocada na posição vertical em forno de microondas doméstico com prato giratório e frequência de operação de 2450 MHz (BRASTEMP® S.A.).

#### **4.2.7. Procedimentos de polimerização**

Os grupos com seus respectivos métodos e ciclos de polimerização estão descritos no **Quadro II**.

**Quadro II. Grupos, método de polimerização.**

Grupos	Método de polimerização	Ciclo de polimerização
I e II	<b>Banho de água</b>	<b>73 °C por 9 horas</b>
III e IV	<b>Energia de microondas</b>	<b>500 W por 3 minutos</b>

Depois de transcorrido o processo de polimerização, as muflas permaneceram sobre a bancada até seu completo resfriamento.

#### 4.2.8. Acabamento e preparo das amostras

Após a abertura das muflas as próteses foram posicionadas sobre o modelo mestre e seus bordos desgastados segundo o limite definido pelo sulco pré-estabelecido nas áreas de selamento periférico e posterior do modelo mestre. Estes desgastes foram realizados com motor elétrico de baixa rotação, broca para acabamento de resina acrílica, e lixa número 400. Nessa fase realizou-se a segunda mensuração para avaliação da inclinação dental (T1). A seguir foram polidas com pedra pomes e branco de espanha em uma politriz monofásica de bancada (NEVONI®, Equipamentos Odonto Médico Hospitalares), lavadas em água corrente com o auxílio de uma escova macia, e secas com papel absorvente (**Figura 7**). Nessa fase realizou-se a terceira mensuração para avaliação do ângulo (T2), e a primeira avaliação da adaptação.

#### 4.2.9. Tratamento aplicado para a sorção de água.

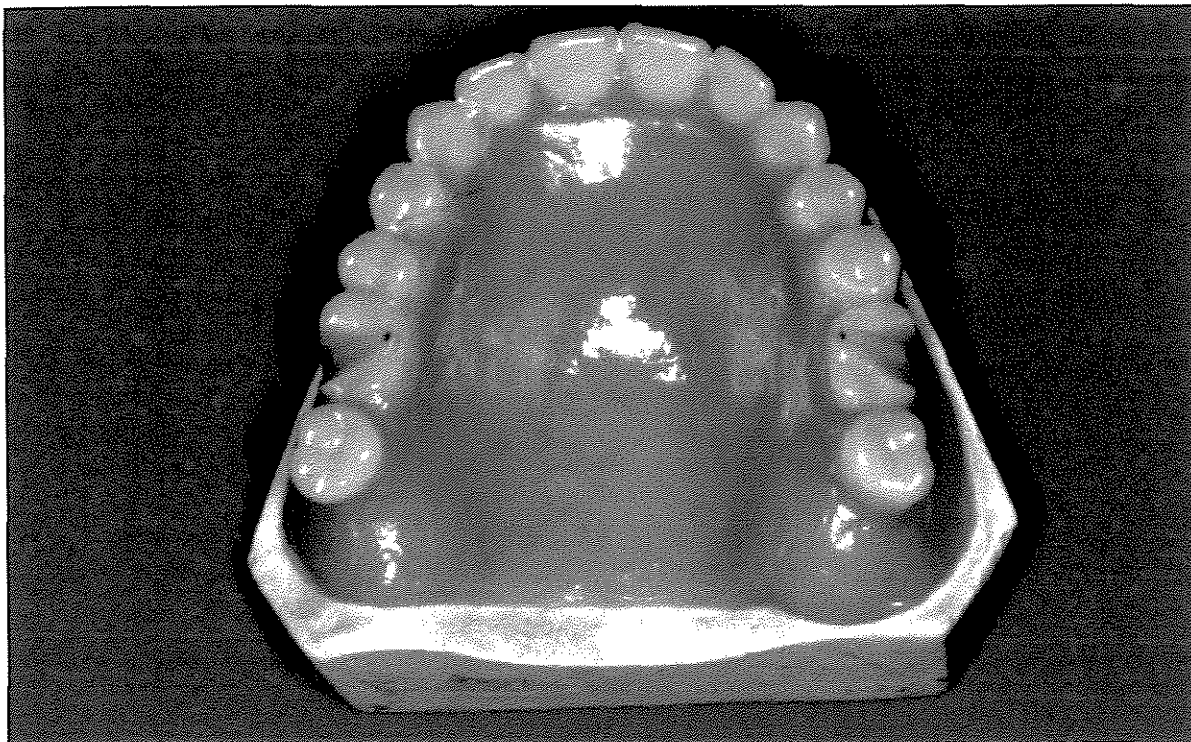
O tratamento aplicado nas amostras para analisar a influência da pressão e temperatura no índice de sorção de água está resumido no **Quadro III**.

**Quadro III. Grupos, métodos de polimerização e tratamentos de sorção de água.**

Grupo	Polimerização	Tratamento para sorção de água
I	Banho de água	30 dias, $37 \pm 2$ °C, pressão ambiente
II	Banho de água	1 h., $60 \pm 2$ °C, 40 Lib/ Pol <sup>2</sup>
III	Energia de Microondas	30 dias, $37 \pm 2$ °C, pressão ambiente
IV	Energia de Microondas	1 h., $60 \pm 2$ °C, 40 Lib/ Pol <sup>2</sup>

Para a armazenagem em água realizada em 30 dias foi utilizada uma estufa para cultura modelo 002 CB (FAMEN Ltda.). O processo de alteração da temperatura, pressão e tempo foi realizado através de uma polimerizadora PP 3000 (TERMOTRON® - Ind. e Com. Ltda) com controle automático de temperatura, pressão e tempo.





**Figura 7. Prótese concluída após a polimerização acabamento e polimento.**

#### **4.2.10. Avaliação da inclinação dos dentes.**

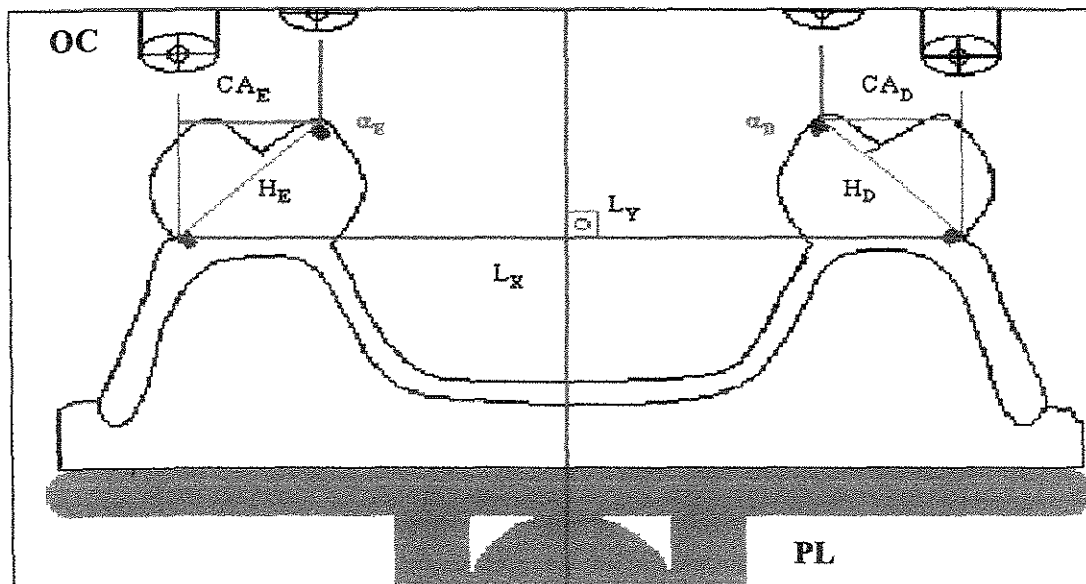
##### **4.2.10.1. Períodos de avaliação**

Todas as amostras foram avaliadas pelo mesmo operador nos seguintes períodos:

- A) após o enceramento para todos os grupos, (T0);
- B) após a polimerização para todos os grupos, (T1);
- C) após o polimento para todos os grupos, (T2);
- D) após 30 dias para os grupos I e III submetidos a sorção em água destilada à 37 °C, (T3);
- E) após 1 hora para os grupos II e IV submetidos à sorção de água com temperatura de 60 °C e pressão de 40 Libs/ Pol<sup>2</sup>, (T3).

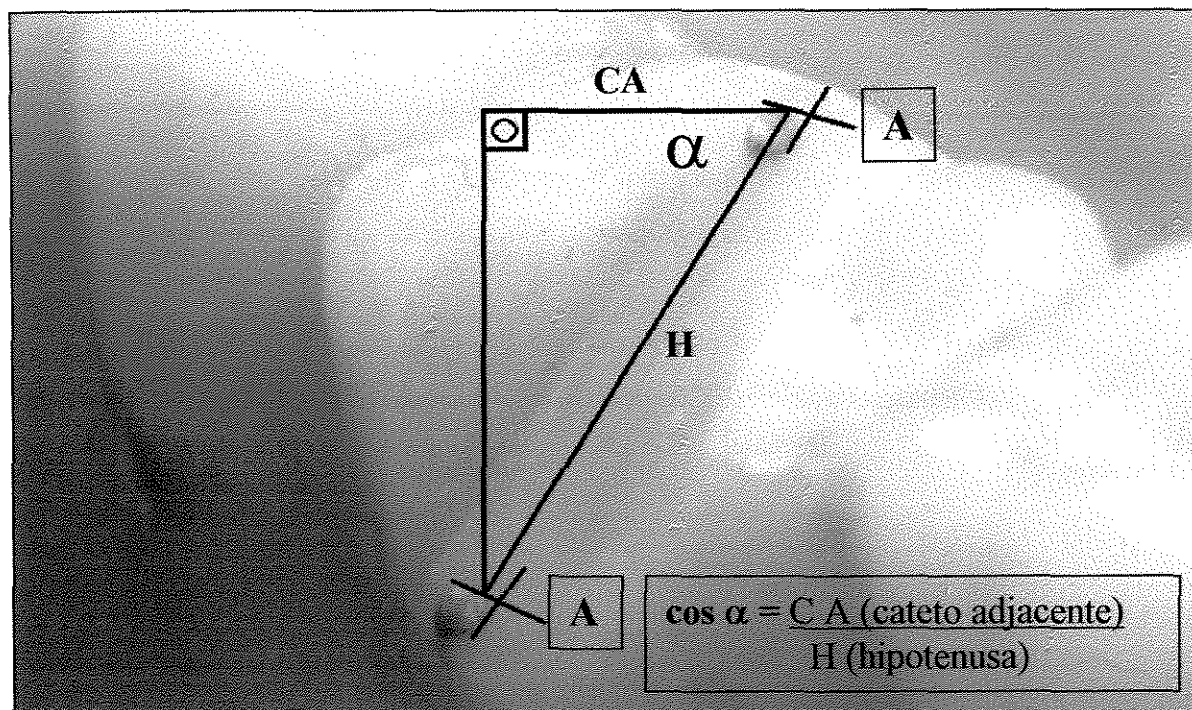
#### 4.2.10.2. Forma de avaliação da inclinação dos dentes

Primeiramente os dentes foram medidos com microscópio no corte interno de ponto a ponto do amálgama (hipotenusa) antes da montagem das próteses. Depois de preparadas, as próteses foram posicionadas sobre um modelo de gesso preso em uma platina de delineador modelo WILLIAMS (WILLIAMS GOLD REFINING Co. Inc. BUFFALO, N. Y.), este conjunto foi então colocado sobre a mesa do microscópio comparador linear. Através do alinhamento dos pontos cervicais (em amálgama) pelo ajuste focal do microscópio em ambos os dentes do lado esquerdo e direito, a prótese foi posicionada no plano horizontal. O posicionamento antero-posterior foi realizado com o alinhamento focal simultâneo de ambos os pontos cervical e de ponta de cúspide no dente do lado esquerdo, possibilitando assim o reposicionamento das amostras entre cada avaliação. A distância correspondente ao cateto adjacente ( $CA$ ) do triângulo retângulo esquerdo ( $CA_E$ ), que corresponde à distância do ponto cervical ao ponto oclusal do mesmo dente paralelo a linha horizontal ( $L_Y$ ) foi mensurada. Da mesma forma também foi mensurado cateto adjacente do lado direito ( $CA_D$ ) (**Figura 8**).



**Figura 8.** Desenho do posicionamento das próteses para avaliação onde: OC – lente do microscópio;  $CA_E$  - cateto adjacente esquerdo;  $CA_D$  - cateto adjacente direito;  $H_E$  - hipotenusa esquerda;  $H_D$  - hipotenusa direita;  $\alpha_E$  - ângulo esquerdo;  $\alpha_D$  - ângulo direito;  $L_Y$  - plano horizontal; PL – platina de delineador.

Através das leis da trigonometria para triângulos retângulos, o ângulo desejado ( $\alpha$ ) foi calculado. Para isso utilizou-se a fórmula do co-seno, para ambos os lados:  $\alpha_E$  (dente esquerdo) e  $\alpha_D$  (dente direito) (**Figura 9**).



**Figura 9.** Fórmula do Co-seno e ilustração esquemática das arestas do triângulo retângulo formado para mensuração da inclinação, sendo: CA - cateto adjacente esquerdo; H - hipotenusa esquerda;  $\alpha$  - co-seno do ângulo esquerdo; A - pontos de referência em amálgama.

A inclinação em graus do lado direito foi adicionada com a do lado esquerdo obtendo-se a somatória da inclinação apresentada pelas cúspides dos molares de cada prótese. Os resultados das inclinações iniciais obtidas após o encerramento das próteses (T0), após a polimerização (T1), após o polimento (T2) e após os tratamentos de sorção de água (T3) foram analisados. Obteve-se assim, a variação angular das amostras de cada grupo estudado, em cada estágio de tratamento.

#### **4.2.11. Avaliação da adaptação das próteses**

##### **4.2.11.1. Períodos de avaliação**

Todas as amostras foram avaliadas pelo mesmo operador nos seguintes períodos:

- A) após o polimento para todos os grupos (T0);
- B) após 30 dias para os grupos I e III submetidos a sorção em água destilada à 37 °C (T1);
- C) após 1 hora para os grupos II e IV submetidos a sorção de água com temperatura de 60 °C e pressão de 40 Libs/ Pol<sup>2</sup> (T1);

##### **4.2.11.2. Avaliação da adaptação**

Foi utilizado o método da mensuração do material de moldagem interposto sob a base da prótese. O material de moldagem utilizado foi a silicona de condensação da 3M de consistência média, o tempo de trabalho foi padronizado por um cronômetro. Trinta milímetros de pasta base e de catalisador foram depositados sobre uma placa de vidro. Estes foram espatulados à temperatura ambiente, durante 30 segundos, quando foi obtida uma massa homogênea. Esta mistura foi depositada na parte interna da prótese, e para este procedimento, foram utilizados 60 segundos (RIZZATTI-BARBOSA, *et al.*, 1995).

A base foi cuidadosamente vertida e posicionada sobre o modelo mestre. Um peso de 4 Kg foi posicionado sobre a oclusal dos dentes da prótese. Após 8 minutos do início da espatulação, o peso foi removido e o excesso de material de moldagem recortado com lâmina de bisturi nova, nos limites de área chapeável estabelecidos no modelo mestre metálico.

#### **4.2.11.2.1. Análise da espessura do material de moldagem**

Para a avaliação da espessura do material de moldagem interposto entre a base e o modelo foi utilizado um microscópio comparador linear com aumento de 30 vezes, e unidade definida em centésimos de milímetros. No modelo mestre com o auxílio de uma lâmina de bisturi nova e do padrão descrito no item 4.2.1.5. firmemente adaptado, manteve-se o material de moldagem justaposto sobre o modelo, realizando-se o corte da silicona na região de molares. Um modelo de gesso recortado na região posterior e anterior nas dimensões do padrão foi utilizada para padronizar o posicionamento vertical do modelo sobre a base do microscópio durante as leituras. Após, foram realizadas medidas, nas 7 posições descritas (RIZZATTI-BARBOSA, 1995). A desadaptação de cada prótese foi obtida da média dos pontos 1 e 7 (região de flanco), pontos 2 e 6 (região de crista do rebordo) e pontos 3, 4 e 5 (região palatina) (**Figura 3**).

#### **4.2.12. Análise Estatística**

Os dados foram organizados em tabelas e submetidos aos testes de análise estatística. Foi realizada análise de variância (ANOVA) em esquema de parcela subdivididas no tempo ao nível de 5% de significância. A comparação dos valores médios entre os métodos de polimerização, os tratamentos de sorção de água e os tempos de análise foi realizado pelo teste de Tukey.

## 5. Resultados

### 5.1. Análise da Inclinação Dental

**Quadro IV. Inclinação em graus em função dos tempos de análise para todos os grupos e os resultados do Teste de Tukey.**

		30 dias		1 hora	
Polimerização	Tempo	GRUPO I		GRUPO II	
Convencional	T 0	88,07	B a	88,70	B a
	T 1	90,37	A a	89,55	BA a
	T 2	90,40	A a	89,78	A a
	T 3	90,21	A a	89,46	BA a
		GRUPO III		GRUPO IV	
Microondas	T 0	89,72	B a	89,53	C a
	T 1	92,26	A a	93,00	A a
	T 2	92,01	A a	92,95	A a
	T 3	91,72	A a	91,84	B a

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na vertical, dentro de cada tipo de polimerização e minúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

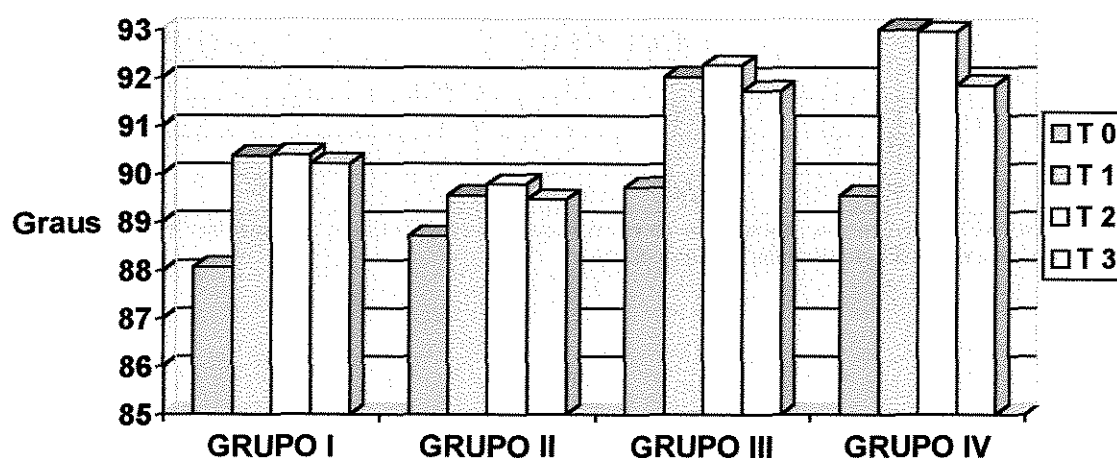
O quadro IV mostra que, para todos os grupos, houve uma distorção nas próteses induzindo uma inclinação nos dentes estatisticamente significante ao nível de 5% entre os períodos T0 (enceramento) e T2 (polimento). Essa inclinação dental ocorreu para vestibular.

No grupo II as inclinações foram semelhantes nos períodos T0 e T1 sendo a menor variação em relação aos demais grupos.

Para os grupos I, II e III não ocorreram alterações significativas entre os períodos de tempo T1 (acrilização), T2 (polimento) e T3 (tratamento de sorção de água). Já o grupo IV demonstrou diferença entre os períodos T2 e T3 sugerindo que com a sorção os dentes das próteses tenderam a retornar à posição original T0. Isso se observou também nos demais grupos, porém sem comprovação estatística.

Não houve diferença significativa entre polimerização convencional e por energia de microondas para o teste de inclinação dos dentes. Isso indica que os métodos de polimerização por energia de microondas e o método convencional se comportam igualmente quanto às alterações na inclinação dos dentes após a polimerização.

Não houve diferença significativa entre os tratamentos de sorção de água (T3) para o teste de inclinação dos dentes nos grupos I, II e III; já para o grupo IV houve diferença.



**Figura 10.** Gráfico da média em graus das amostras dos grupos I, II, III e IV nos períodos T0, T1, T2, T3.

O gráfico 1 mostra a variação angular em graus a partir do enceramento (T0) entre os períodos de acrilização (T1), polimento (T2) e armazenagem (T3) para os grupos I, II, III e IV.

## 5.2. Análise da Desadaptação das Próteses

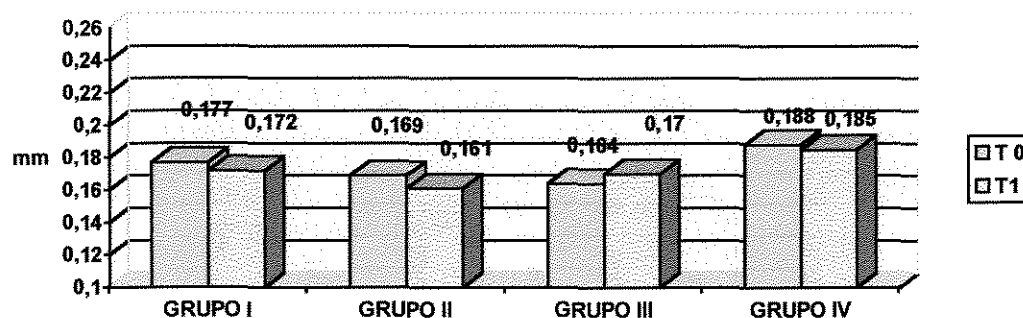
**Quadro V. Média em milímetros da desadaptação da região de flanco para as amostras dos grupos I, II, III e IV nos períodos T0, T1, analisados pelo teste de TUKEY.**

Polimerização	Período	Tratamento			
		30 dias		1 hora	
		GRUPO I		GRUPO II	
convencional	Polimento	A 0,177	A a	B 0,169	A a
	sorção	0,172	A a	B 0,161	A a
		GRUPO III		GRUPO IV	
Microondas	Polimento	B 0,164	A a	A 0,188	A a
	sorção	0,170	B b	A 0,185	A a

Médias seguidas de letras distintas (anteriores na vertical entre os tipos de polimerização, letras posteriores maiúsculas na vertical dentro de cada tipo de polimerização e minúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Para o flanco foram observadas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre convencional e micro para os seguintes grupos: grupo III (polimerização por microondas, sorção em 30 dias) após o polimento apresentou melhor adaptação em relação ao grupo I (polimerização convencional, sorção em 30 dias); o grupo II (polimerização convencional, sorção em 1 hora) obteve melhor adaptação em relação ao grupo IV (polimerização em microondas, sorção em 1 hora) tanto no polimento quanto na sorção.

Entre os períodos T0 (polimento) e T1 (sorção) somente o grupo III apresentou uma desadaptação estatisticamente significativa. Os demais grupos tiveram melhora na adaptação, porém sem comprovação estatística.



**Figura 11. Gráfico da média em milímetros da desadaptação na região de flanco nos períodos T0 e T1.**



**Quadro VI. Média em milímetros da desadaptação da região de crista para as amostras dos grupos I, II, III e IV nos períodos T0, T1, analisados pelo teste de TUKEY.**

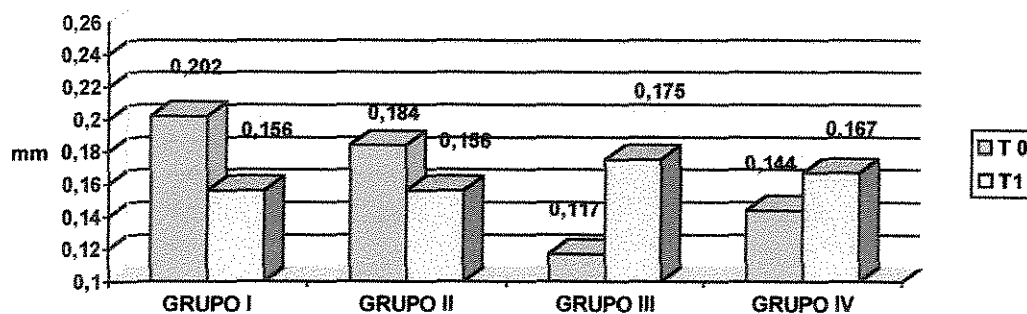
Polimerização	Período	Tratamento			
		30 dias		1 hora	
		GRUPO I		GRUPO II	
convencional	Polimento	A 0,202	A a	0,184	A a
	sorção	0,156	A a	B 0,156	A a
		GRUPO III		GRUPO IV	
Microondas	Polimento	B 0,117	B b	0,144	A a
	sorção	0,175	A a	A 0,167	A b

Médias seguidas de letras distintas (anteriores na vertical entre os tipos de polimerização, letras posteriores maiúsculas na vertical dentro de cada tipo de polimerização e minúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Para a crista foi observada diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre convencional e micro para os seguintes grupos: grupo III (polimerização por microondas, sorção em 30 dias) após o polimento apresentou melhor adaptação em relação ao grupo I (polimerização convencional, sorção em 30 dias); o grupo II (polimerização convencional, sorção em 1 hora) obteve melhor adaptação após a sorção em relação ao grupo IV (polimerização em microondas, sorção em 1 hora).

Entre os períodos T0 e T1 os grupos III e IV tiveram uma desadaptação após a sorção de água, sendo estatisticamente significante somente para o grupo III. Os grupos I e II não diferiram estatisticamente.

Com relação ao tipo de tratamento para sorção de água o grupo III (30 dias) obteve uma desadaptação maior em relação ao grupo IV (1 hora). Sendo que os demais grupos não diferiram entre si.



**Figura 12. Gráfico da média em milímetros da desadaptação na região de crista nos períodos T0 e T1.**

**Quadro VII. Média em milímetros da desadaptação da região de palato para as amostras dos grupos I, II, III e IV nos períodos T0, T1, analisados pelo teste de TUKEY.**

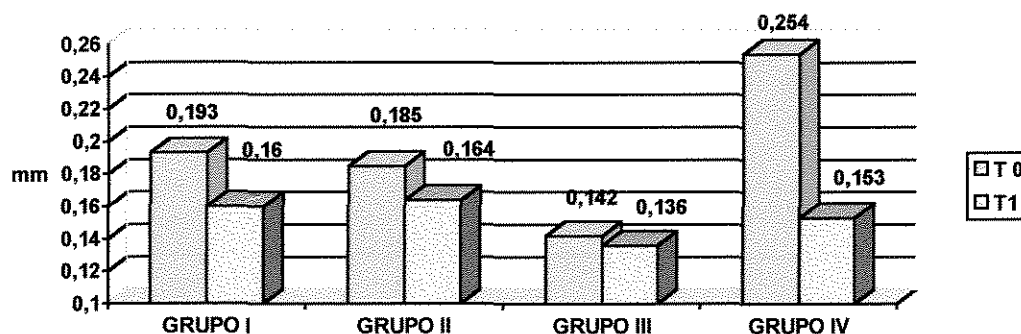
Polimerização	Tempo	Tratamento			
		30 minutos		1 hora	
convencional	Polimento	A 0,193	A a	0,185	A a
	sorção	A 0,160	B a	0,164	A a
Microondas	Polimento	B 0,142	A b	0,254	A a
	sorção	B 0,136	B b	0,153	A a

Médias seguidas de letras distintas (anteriores na vertical entre os tipos de polimerização, letras posteriores maiúsculas na vertical dentro de cada tipo de polimerização e minúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Para o palato foram observadas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre convencional e micro para os seguintes grupos: grupo III (polimerização por microondas, sorção em 30 dias) após o polimento e após a sorção de água apresentou melhor adaptação em relação ao grupo I (polimerização convencional, sorção em 30 dias); os grupos II e IV não diferiram estatisticamente.

Entre os períodos T0 e T1 os grupos III e IV tiveram uma adaptação após a sorção de água, sendo estatisticamente significante somente para o grupo III. Os grupos I e II tiveram melhora na adaptação, porém sem comprovação estatística.

Com relação ao tipo de tratamento para sorção de água o grupo III (30 dias) obteve uma adaptação melhor em relação ao grupo IV (1 hora).



**Figura 13. Gráfico da média em milímetros da desadaptação na região de palato nos períodos T0 e T1.**

## 6. Discussão

### INCLINAÇÃO

Uma das principais propriedades das resinas acrílicas para bases de próteses, após a polimerização é a sua capacidade de sorver água durante certo período. Isso se deve principalmente às propriedades polares das moléculas da resina e do processo de difusão da água através dos espaços físicos entre as moléculas (SKINNER, 1949). A quantidade de água absorvida provavelmente encontra-se relacionada com o número de grupamentos polares do conjunto de polímeros, com a espessura do corpo, com a distribuição das moléculas e suas disposições geométricas (SADAMORE *et al.*, 1997). Mediante este processo de sorção de água, ocorrerá expansão volumétrica da resina. Presume-se que esta difusão ocorra de forma lenta e gradual para o interior das macromoléculas da resina, que são ligeiramente forçadas a afastarem entre si (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998), resultando numa expansão da resina acrílica (DIXON *et al.*, 1992). Estima-se que, para cada aumento de 1% no peso da água absorvida, a resina acrílica expande linearmente 0,23 % (SKINNER, 1949). Em função da sorção pode ocorrer o alívio das tensões decorrentes do processamento da resina, ocorrendo distorções da base polimerizada e conseqüentemente alteração na forma da prótese (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995).

O processo de sorção compensa em parte a contração de polimerização (ARIOLI, 1998), e após sua estabilização a prótese fica mais bem adaptada à fibromucosa (PHILIPS, 1993; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; ANTHONY & PEYTON, 1962).

As distorções na base da prótese e as alterações dimensionais decorrentes da sorção de água podem estar associadas a alterações na posição dos dentes de uma prótese total polimerizada (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; PITTA, 1997; NELSON *et al.*, 1991; LATTA *et al.*, 1990; MAHLER *et al.*, 1951). LATTA *et al.* consideram que as alterações no posicionamento dental sejam devidas às desadaptações da região palatina da base, que promovem vestibularização nos dentes. NADIN (1999), não encontrou parâmetros que confirmassem este achado. Em seu trabalho apenas em um dos grupos observou inclinação dos dentes no sentido vestibular, em outros três grupos a média dos ângulos apresentou tendência de inclinação dos dentes para palatino. No entanto, pelos dados observados para

cada grupo, verificou que a tendência de movimentação dos dentes nem sempre é representativa para um determinado lado. Pelo contrário, parece que esta se dá de forma aleatória, tanto para vestibular quanto para palatino. No presente trabalho, constatou-se que entre o encerramento da prótese e a sua polimerização ocorre uma inclinação dental para vestibular. Após esse período as alterações não foram estatisticamente significantes, com exceção do grupo IV.

A movimentação dos dentes durante o processo de inclusão e polimerização já foi descrita por diversos autores (RIZZATTI-BARBOSA & DALARI, 1996; WOELFEL, 1977; CARVALHO, 1972; SHIPPEE, 1961; WOELFEL *et al.*, 1960; TAYLOR, 1941). As causas destas alterações são atribuídas à contração térmica e de polimerização, à porosidade, à sorção e à perda de água pela resina (CARVALHO, 1972). Outros fatores também podem estar envolvidos nestas alterações como a proporção pó/líquido (McCRACKEN, 1952), o método de polimerização, a temperatura e o tempo de processamento, a qualidade da resina acrílica, a quantidade de monômero residual e o tempo de resfriamento da prótese após a polimerização, interagindo com os fatores anteriormente citados (SKINNER, 1949). A forma do palato representa um fator importante neste contexto, sendo que quanto maior a profundidade do palato maior será o valor da desadaptação apresentada pela base da prótese (ARIOLI, 1997; KIMURA *et al.*, 1983).

Devido aos baixos valores do coeficiente de difusão, o tempo exigido para atingir a saturação de uma prótese de resina acrílica, pode envolver um período médio de 17 dias, quando esta estiver imersa em água destilada à temperatura de 37 °C e pressão ambiente (SKINNER, 1949). Durante a instalação da prótese na boca, a sorção de água proveniente da saliva se faz mediante condições estáveis de temperatura e pressão e o tempo envolvido para que esse processo se estabilize está em torno de 30 dias (DIXON *et al.*, 1992). Trabalhos (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; ZISSIS *et al.*, 1991) demonstraram que a partir deste período, a liberação de tensões é mínima, a qualidade de retenção a mais favorável e as alterações oclusais inerentes à liberação das tensões pela resina, praticamente não existem (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998). De acordo com as leis de difusão da água existem fatores físicos como pressão e temperatura que podem acelerar ou retardar este processo de difusão dos líquidos (BRADEN, 1964; BEVAN & EARNSHAWT, 1969).

Considerando-se que as resinas acrílicas polimerizadas estão sujeitas às leis físicas

de difusão da água (BRADEN, 1964), o aumento de temperatura e pressão, poderá aumentar a velocidade de sorção de água (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 2001; FRAGA, 1998). Segundo SKINNER (1984), o tempo de sorção de água apresentado por próteses de resina acrílica auto e termopolimerizáveis poderá ser praticamente a metade a 37 °C comparada a temperatura de 23 °C. A sorção de água na resina acrílica é bem maior a 100 °C que a temperatura ambiente, porém, esta alta temperatura poderia provocar a plastificação da base da prótese causando empenamento (BEVAN & EARNSHAWT, 1969). Isso ficou bem demonstrado no trabalho de WOELFEL & PAFFENBARGER (1959). No presente estudo quando a temperatura da água foi elevada a 60 °C, essas deformações não foram observadas, já que estes grupos tiveram comportamento semelhante aos grupos armazenados a 37 °C com exceção do grupo IV.

FRAGA (1998), observou que o processo de sorção de água pode ser acelerado para 60 minutos, se a temperatura da água de armazenagem for alterada para 60 ou 90 °C e sob pressão de 40 Lib/ Pol<sup>2</sup>.

Sabendo-se que, diante da sorção de água, as bases de próteses podem apresentar-se mais adaptadas e conseqüentemente com acréscimo em sua retentividade, a possibilidade da aceleração no processo de sorção poderia ser considerada um aspecto clínico altamente favorável mediante a possibilidade de adaptação mais rápida da base da prótese a fibromucosa desdentada remanescente e à maior estabilidade da prótese. Isso poderia promover a diminuição dos traumatismos nos rebordos, comuns no período inicial de instalação da prótese no paciente o que, como consequência disso, resultaria em economia de tempo clínico dispensado na preservação desses aparelhos protéticos NADIN (1999).

Entretanto, ao mesmo tempo em que é possível constatar uma aceleração no processo de sorção de água em função das variações de temperatura e pressão consideramos necessário verificar se uma liberação de tensões mais rápida poderia ser capaz de induzir alterações dimensionais indesejáveis à base polimerizada. Estas alterações modificam não só o grau de adaptabilidade da prótese à fibromucosa, mas também o posicionamento oclusal dos dentes artificiais (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; PITTA, 1997; PRYOR, 1942). Este aspecto poderia comprometer a qualidade final de uma reabilitação por próteses, pois estudos têm confirmado o quanto estas podem desencadear reações lesivas ao sistema estomatognático (OKENSON, 1992).

A partir dos resultados observados no presente trabalho constatou-se que as alterações nas inclinações dos dentes provocadas pela aceleração no processo de sorção de água pelo aumento de temperatura e pressão foi estatisticamente igual ao método de armazenagem em 30 dias a 37 °C, tanto para o processamento convencional quanto para o processamento com energia de microondas. Embora as médias das inclinações não sejam estatisticamente significativas, algumas amostras apresentaram alterações acentuadas.

Baseado nos dados de experimentos de autores como (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; PITTA, 1997; TAKAMATA *et al.*, 1989), acredita-se que o aumento da dimensão vertical após a polimerização pode ser independente da variação na inclinação dos dentes, e acontecer graças à contração da resina acrílica durante os processos de polimerização e sorção de água, em especial na região do palato e crista dos rebordos, pois a propagação da energia após a polimerização não estabelece um padrão de direção.

A partir dos resultados do presente estudo pode-se sugerir que, independente da adaptação a inclinação dental ocorrida na fase de polimerização pode atuar significativamente no aumento da dimensão vertical.

MAHLER (1951) afirmou que um aumento na dimensão vertical das próteses pode ser esperado após o fechamento da mufla e polimerização da resina quando são formados diversos vetores de forças em condições desiguais fazendo com que alguns dentes se movimentem mais que outros. Revela ainda que, em média, esse aumento é da ordem de 0,5 a 1,0 mm e que aumentos mais severos de 2,0 a 3,0 mm também acontecem. Calculou que o aumento de 1,0 mm na dimensão vertical no articulador representa em torno de 0,25 mm de alteração no posicionamento dos dentes de uma prótese individualmente. Esta conclusão está de acordo com os resultados do presente trabalho e também com as observações de NADIN (1999), PITTA (1997), LATTA *et al.* (1990), NELSON *et al.* (1991), onde em algumas próteses ocorreu maior variação na movimentação dos dentes do que outras, e direções de movimento diferentes para o mesmo tipo de polimerização, mesmo quando todas foram confeccionadas pela mesma metodologia. Talvez nas amostras que não apresentaram variações significativas, a liberação das forças tencionais da resina acrílica tenha ocorrido numa direção diferente nos primeiros molares podendo um lado anular a movimentação do outro. Analisando os presentes resultados, concluímos que houve uma média geral de inclinação dental, após a polimerização, da ordem de 2,767

graus, sendo o grupo com maior variação 4,025 graus e o de menor com 0,850 grau. Em função da equivalência entre a medida dos catetos e da variação no ângulo pode-se dizer que, para cada 2 graus de alteração na inclinação dental, ocorreu um deslocamento na ponta da cúspide de aproximadamente 0,15 mm para cada lado da prótese.

WOELFEL (1977) concorda que as maiores alterações ocorrem durante a demuflagem, porém para ele o grau de contração da distância de molar a molar não é clinicamente comprometedor.

A tendência das alterações no posicionamento dos dentes posteriores de próteses totais removíveis é resultar num aumento da dimensão vertical, pois o engrenamento dental ocorre em planos inclinados e um movimento lateral terá como resultante um deslocamento vertical contra os dentes antagonistas. A técnica de confecção de próteses que permite a remontagem dos modelos em articulador para ajuste oclusal em laboratório proporciona o restabelecimento do equilíbrio dos contatos dentais bem como o restabelecimento da dimensão vertical alterada (MAHLER, 1951).

As alterações dimensionais que ocorrem em uma prótese total inferior após sua polimerização e polimento indicam que ocorre um fechamento do arco na região de molares, e conseqüente um aumento na dimensão vertical de oclusão (POMILIO *et al.*, 1996). Considerando que as próteses inferiores sofrem alterações maiores que as superiores (WOELFEL, 1977), uma reabilitação com prótese total dupla pode sofrer uma maior alteração na dimensão vertical de oclusão, justificando assim, a necessidade do ajuste oclusal antes da instalação da prótese no paciente.

Estudos têm mostrado que a alteração da densidade da resina que ocorre durante a polimerização do metilmetacrilato resulta em uma contração linear calculada entre 2 % a 5 % (WOELFEL, 1977; PHILIPS, 1993). Essa contração é compensada em parte pela expansão provocada pela sorção de água (SKINNER, 1984). A contração e expansão da resina podem não ser clinicamente significantes (DIXON *et al.*, 1992), porém as alterações decorrentes da liberação de tensões no interior da resina provocada pela sorção de água podem ter significado clínico (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995).

NELSON *et al.* (1991) e ARIOLI (1997) comentaram que as alterações no posicionamento dental foram menores na técnica de banho de água com resina termopolimerizável em relação à técnica de microondas quando utilizaram resina

desenvolvida para microondas, necessitando menos desgastes para ajuste oclusal após a polimerização da prótese. PITTA (1997) demonstrou que os movimentos dentais ocorridos no processamento da resina pela técnica de energia de microondas foram menores que a técnica em banho de água aquecida, apresentando concordância com KIMURA *et al.* (1993) que, para esta variável, relataram que a qualidade da resina polimerizada por microondas foi melhor do que da resina polimerizada em banho de água. O presente estudo não revelou diferença estatística quanto às alterações na inclinação dental sofridas pelas próteses confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável convencional polimerizadas por microondas ou por banho de água estando de acordo com trabalhos que confirmam a viabilidade dos dois métodos (NELSON, 1991; TAKAMATA & SETCOS, 1989). Talvez isto esteja mais relacionado com a composição química de cada resina acrílica e seu comportamento, do que do método de polimerização empregado. SANDERS *et al.* (1991) concluíram seu trabalho ressaltando a importância de selecionar a resina apropriada para cada método de trabalho.

SADAMORI *et al.* (1997) constataram que uma das variáveis relacionadas ao processo de sorção de água diz respeito à espessura da resina, esta atua no montante de alteração linear, no empenamento e no tempo necessário para que este processo se estabilize. Segundo WOEFEL (1977) as próteses mais espessas distorcem mais. Para que esta variável não afetasse o estudo realizamos o enceramento de todas as amostras em um mesmo molde obtendo próteses padronizadas com 2 mm de espessura (ZANETTI, 1999; NADIN, 1999). Método semelhante foi utilizado por LATTA *et al.* (1990); SANDERS *et al.* (1991).

NISHII (1968), através de suas pesquisas concluiu que as resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas são tão satisfatórias quanto às polimerizadas por banho de água convencional, sugerindo a relevância do controle eficiente da potência e do tempo utilizado. Este é também, segundo PITTA (1997), um fator de extrema importância na utilização deste método, pois os fornos convencionais não apresentam regulagem da quantidade de energia de microondas emitida pelo magnetrom. DE CLERK (1987), afirma que, é preferível usar fornos industriais específicos para este fim permitindo a regulagem da potência desejada, ajustando um programa de controle da taxa de polimerização. Estas observações estão de acordo com HAYDEN (1986) que declarou ter encontrado a mesma



difficuldade de regulagem da potência dos fornos de microondas domésticos. A falta de um controle contínuo da potência dos fornos de microondas somada ao calor da reação exotérmica pode rapidamente ultrapassar a temperatura de ebulição do monômero formando pressão de vapor que provoca porosidade na resina aumentando as tensões internas. Estas, quando liberadas, podem prejudicar a estabilidade da prótese.

Achamos que ambos os métodos quando utilizados com tempo e temperatura ou potência de polimerização adequada podem proporcionar uma boa conversão de monômero em polímero resultando em uma resina com características físicas semelhantes e comportamento de estabilidade iguais (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1996), como os encontrados em nosso trabalho onde polimerização por microondas e pelo método convencional não diferiu estatisticamente para a inclinação dental.

Concordamos com os vários autores (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; PITTA, 1997; DEL BEL CURY *et al.*, 1994; WALLACE *et al.*, 1991; AL-HANBALI *et al.*, 1991; LEVIN *et al.*, 1989) que acham que as grandes vantagens da utilização da energia de microondas para polimerização das resinas acrílicas para bases de próteses removíveis está em tornar os procedimentos laboratoriais mais limpos e com ganho de tempo. Entretanto discordamos desses mesmos autores quando consideram como desvantagem a necessidade da utilização de muflas especiais, relatando ser estas pouco resistentes e de custo elevado. Achamos que as muflas para microondas são práticas e quando utilizadas corretamente isolando e controlando os esforços para a remoção do gesso do interior da mufla, possuem uma durabilidade satisfatória. Com a produção de muflas para microondas nacionais, o custo deixou de ser considerado uma desvantagem.

Segundo BEVAN & EARNSHAWTI (1968) e ARIMA (1996), resinas acrílicas com agentes de ligação cruzada possuem menores níveis de sorção de água, isso talvez justifique a pouca influência este fator na estabilidade das amostras do recente trabalho.

O polimento pelo método convencional altera significativamente a inclinação das cúspides dos molares de próteses totais superiores (PITTA, 1997). Discordamos com esse trabalho, pois segundo os nossos resultados as alterações nesta fase foram as menores não sendo estatisticamente significantes.

Através dos nossos resultados, por dedução, sugere-se a confirmação dos achados de FRAGA (1998), que demonstrou ser possível a redução do tempo de sorção de água. Foi

descartada a possibilidade de comprometimento das próteses, mediante a alteração da temperatura de 60 °C e pressão já que estas se comportaram igualmente às próteses armazenadas a 37 °C. Segundo ARIOLI (1998), os maiores deslocamentos dentais ocorrem durante os 3 primeiros dias de sorção, no período inicial de armazenamento. A partir desta colocação acreditamos que as distorções provocadas pela sorção nos dois métodos estudados promoveram alterações semelhantes, porém não podemos dizer que os dois métodos tenham atingido seu equilíbrio final.

O presente trabalho está de acordo com o estudo de GOODKIND & SCHULTE (1970), que avaliaram a precisão dimensional de resinas convencionais concluindo não haver diferenças significativas entre as distorções sofridas após a polimerização durante a armazenagem em água por 6 meses. Estudando a estabilidade dimensional influenciada pela sorção de água após 30 dias (SYKORA & SUTOW, 1990) concluem não haver diferenças significativas nesse período.

No entanto, julgamos que outros estudos que associem o grau de distorção da base de prótese às alterações oclusais frente a diferentes tratamentos de sorção de água, sejam necessários.

## ADAPTAÇÃO

A adequada adaptação de bases das próteses removíveis é citada como fator mais importante na retenção (BLATTERFEIN, 1952). Outros fatores são: forças capilares envolvendo o filme líquido entre os tecidos orais e a base da prótese; forças superficiais entre a base acrílica e a saliva; a espessura do filme de saliva entre a base e os tecidos orais; a tensão superficial da saliva; viscosidade da saliva; pressão atmosférica. Nesse contexto julgamos que os locais de análise que têm importância na retenção são a região de selamento periférico, principalmente o travamento posterior.

A literatura afirma que as alterações da resina ocorrem durante o processamento e no primeiro mês de uso destas próteses (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1960; ANTHONY & PEYTON, 1962; CARVALHO, 1972; KIMURA *et al.*, 1984; RIZZATTI-BARBOSA, 1995).

Para determinar a adaptação de bases de prótese, um dos métodos utilizados é a pesagem de um material de impressão interposto entre o modelo metálico e a base em resina (GANZAROLLI, 2001; DYER & HOWLETI, 1994; TAKAMATA *et al.*, 1989; SHLOSBERG *et al.*, 1989), com esse tipo de teste são desprezados os locais sob a base onde ocorrem as desadaptações. A medida da distância entre a superfície do modelo de gesso e a superfície interna da base de resina ou a espessura de um material de impressão interposto, realizada em microscópio (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; DYER & HOWLETI, 1994; AL-HANBALI *et al.*, 1991; KIMURA *et al.*, 1984; TAKAMATA *et al.*, 1989) é outro método que avalia a adaptação de bases de prótese onde se visualizam os locais onde ocorrem as desadaptações.

Nesse trabalho as regiões de análise selecionadas foram, em um corte transversal, a região de flanco, a região de crista alveolar e a região de palato. No flanco a desadaptação estaria relacionada principalmente com problemas de traumatismos nessa região, a retenção não seria tão afetada em função do selamento proporcionado pela bochecha. Na crista alveolar uma desadaptação provocaria somente um aumento na dimensão vertical de oclusão. Porém no palato a desadaptação resultaria em perda de retenção pela falta de travamento posterior. Julgamos ser esta região o ponto mais crítico para a estabilidade de uma prótese total superior.

Estudos têm demonstrado que a área de maior alteração de adaptação é na região posterior do palato (GANZAROLLI, 2001; PADOVAN, 1998; ARIOLI, 1997; SYKORA & SUROW, 1993; GOODKIND & SCHULTE, 1970;), e desta a região mediana (AL-HANBALI *et al.*, 1991). Em nosso trabalho a desadaptação inicial foi semelhante, porém o local que apresentou maior estabilidade após os tratamentos de sorção foi a região de flanco. Na região de palato houve uma melhora na adaptação após a armazenagem em água por 30 dias.

Alguns trabalhos como o de KIMURA *et al.* (1983); TAKAMATA & SETCOS (1989); RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY (1994), após verificarem a adaptação

de bases de prótese confeccionadas com resinas acrílicas polimerizadas por banho de água e com energia de microondas, pelo método de interposição de material elástico entre a base e o modelo, afirmaram que as bases confeccionadas com resina para microondas apresentaram melhor adaptação quando comparadas às resinas polimerizadas pelo método convencional, justificam que isso se deve a diferença na composição e conseqüentemente, resultando em qualidade e comportamento diferentes para cada material. Outros trabalhos não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os dois métodos (ALMEIDA, 1998; SANDERS *et al.*, 1997; SHOLOSGERG *et al.*, 1989; NISHII, 1968). Uma melhor adaptação para o método convencional em relação ao método por energia de microondas foi descrita por PADOVAN (1998). Segundo nossos resultados um dos grupos polimerizados por energia de microondas (grupo III) apresentou uma adaptação superior aos demais grupos, porém o grupo IV também polimerizado por microondas não repetiu essa melhor adaptação.

Trabalhos com resina injetada demonstraram melhor adaptação que a resina convencional prensada (GANZAROLLI, 2001; SYKORA & SUTOW, 1990; GOODKIND & SCHULTE, 1970; ANTHONY & PEYTON, 1962). Esses autores atribuem isso em função da resina injetada possuir partículas menores que a resina convencional, a temperatura de polimerização ser menor, a técnica de resina injetada não permitir a formação de película de resina entre as duas partes da mufla e não ocorrer a movimentação das duas partes da mufla durante a inserção do material, como ocorre no processamento por compressão.

Após armazenagem em água, foi observado que as amostras tenderam a apresentar uma pequena melhor adaptação, porém não comprovou significado estatístico. De modo geral isso também se observou em nosso trabalho, estando de acordo com ARIOLI (1997); LATTA *et al.* (1990) que analisaram os tempos de armazenagem em água no período de 30 dias não apresentando alterações significativas entre os dados de adaptação.

Segundo KIMURA *et al.* (1984) as bases cuja espessura era de 3,5 a 4,5 mm sofreram maior distorção na região do palato do que aquelas com espessura máxima atingindo 3 mm, estando de acordo com WOELFEL (1977) que constatou que as prótese mais espessas distorcem mais.

POLIZOIS *et al.* (1997) sugere que as alterações na adaptação das próteses podem

ser insignificantes do ponto de vista clínico e que estudos desse tipo deveriam ser realizados para comprovar esta hipótese.

SYKORA & SUTOW (1993) concluem que o palato raso sofre maior desadaptação, contrariando os resultados de ARIOLI (1997).

O resultado deste trabalho demonstra que as distorções ocorridas em uma prótese são complexas e difíceis de serem analisadas. As alterações sofridas demonstraram variar quanto à magnitude e a direção para a qual se projetam. Após a polimerização se observaram as maiores desadaptações sendo que, com o tratamento de sorção houve uma tendência de melhorar a adaptação. Porém os locais onde essas desadaptações mais ocorreram não seguiram um mesmo padrão para todos os grupos.

Analisando a inter-relação do movimento de desadaptação com o de inclinação dental após a polimerização, observou-se que para alguns grupos aparentemente seguiu-se uma lógica, onde a desadaptação na região do palato promoveu uma inclinação dental para vestibular.

Do ponto de vista clínico isso pode trazer inúmeras consequências como aumentos variáveis na dimensão vertical de oclusão, diferentes graus de retentividade em função da desadaptação, aparecimento de lesões na mucosa de suporte em função de áreas de compressão sob a base, e até mesmo uma lateralização da mordida quando a inclinação dental bilateral se direcionar para um mesmo lado. É difícil estabelecer quando um desses fatores desencadearia problemas indesejáveis com sintomatologia clínica. Talvez quando ocorre uma somatória de pequenos fatores negativos na estabilidade da prótese isso pode potencializar uma alteração, tendo um resultado clínico inesperado.

## 7. Conclusão

A partir da metodologia aplicada e dos resultados obtidos podemos concluir que:

1. as alterações significantes na inclinação dos dentes, ocorreram entre os períodos de enceramento e polimerização;
2. as alterações na inclinação dos dentes observadas após o polimento e após a sorção de água apresentaram-se sem significância estatística.
3. entre os métodos de polimerização por microondas e por banho de água convencional não houve diferenças quanto ao grau de inclinação dental;
4. os métodos de tratamento utilizados para sorção de água, (30 dias, a 37 °C e 1 hora, a 60 °C, e 40 Lib/pol<sup>2</sup>) influenciaram igualmente as alterações ocorridas;
5. a alteração na inclinação dos dentes ocorreu de maneira aleatória nas próteses de todos os grupos, variando em direção e grau de movimentação, independentemente do tratamento realizado.
6. a melhor adaptação na região de palato foi observada no grupo III (polimerização por microondas)
7. na região de flanco observou-se as menores alterações na adaptação entre os períodos T0 e T1, variando em média para todos os grupos 0,005 mm.
8. De modo geral, após a sorção de água a adaptação apresentou uma melhora na maior parte dos pontos de análise.

# *Referências Bibliográficas*

1. AL DOORI, D., *et al.* A comparison of denture base acrylic resin polymerised by microwave irradiation and by conventional bath curing sistemas. **Dent Mater**, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J.P.; HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J Dent**, Oxford, v.19, n.3, p.176-180, Mar.1991.
3. ALL-MULA, M.A.S.; MURPHY, W.M.; HUGGETT, R.A.; BROOKS, S.C. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. **Dent Mater**, Washington, v. 5, n. 6, p. 399-402, Nov. 1989.
4. ALMEIDA, M..H.W. **Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total.** Piracicaba, 1998. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
5. ANTHONY, O.H.; PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of various denture-base material. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 12, n. 1, p.67-81, Jan/Feb 1962.
6. ARIMA, H., *et al.* The effects of cross-linking on de water sorption and solubility characteristics of denture base resin. **J Oral Rehabil**, Saint. Louis, v.23, n.2, p.476-480, Aug. 1996.
7. ARIOLI, F.J.N. **Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais.** Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

De acordo com a NBR 6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 2000.  
Abreviaturas dos periódicos em conformidade com a “Medline”.

8. \_\_\_\_\_, **Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento em água, na movimentação dental em prótese total superior.** Piracicaba, 1998. Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
9. BEAR, J. **Dynamic of fluids in porus media.** New York : American Elsevier, 1972. p. 764 ,(Enviroment Science Series).
10. BEVAN, E.M.; EARNSHAWT, R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. **Aust Dent J** Saint. Leonards v.7, p.191-196, June. 1969.
11. BOLT, G.H. **Physico-Chemical analysis of compressibility os pure clays.** Geotechnique Londres, p.86, 1956.
12. BRADEN, M. The sorption of water by acrylic resin and other materials. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.14, n.12, p.307-316, Mar/Abr. 1964.
13. CAMPBELL, R.L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **J Am Dent. Assoc**, Chicago, v. 52, n. 4, p. 448-454, Apr. 1956.
14. CARVALHO, J.C..M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev Fac Odont S Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, Jan./Jun. 1972.
15. CHEVITARESE, O.; CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Properties of various types of denture-bases plastics. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.12, n. 4, p. 711-719, Jul/Aug 1962.
16. DE CLERK, J.C. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.57, n.5, p.650-658, May, 1987.



17. DEL BEL CURY, A.A.; RODRIGUES JUNIOR, A.L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativadas: propriedades físicas. **Rev Odon Univ S Paulo**, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dec. 1994.
18. DIXON, D.L. et al. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.68, n.1, p.169-200, July. 1992.
19. DYER, R. A.; HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. **J Dent**, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.
20. FRAGA, M.A. **Análise da sorção de água em amostras de resina acrílica ativada termicamente e submetidas a alterações de pressão, temperatura e tempo.** Piracicaba, 1998. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
21. GANZAROLLI, S.M. **Avaliação da adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de resinas acrílicas.** Piracicaba, 2001. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
22. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J Prosthet Dent**, Saint. Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
23. GRUNEWALD, A.H.; PAFFENBARGER, G.C.; DICKSON, G. The effect of molding process on some properties of denture resins. **J Am Dent. Assoc**, Chicago, v. 44, n. 3, p. 269-283, Mar 1952.

24. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polimerization of methacrylate resin denture base. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
25. HAYDEN, W.J. Flexural strenght of microwave-cured denture baseplates. **General Dentistry**, Chicago, v. 3, p. 367-369, Sept / Oct 1986.
26. HAYDEN, W.J. Flexural sarenght of microwave-cured denture baseplates. **General Dentistry**, Chicago, v.23, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
27. HOGAN, P.F.. MORI, T. Development of a method of continous temperature measurement for microwave denture processing. **Dent Mater**, Washington, v. 9,, n. 1, p. 1-11, Jun 1990.
28. ILBAY, S.G.; GÜVENER, S.;; ALKUNRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J Oral Rehabil**, Birmingham, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.
29. KIMURA, H., et al. Aplication of microwave dental technique (part 1) - dough-forming and curing of acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
30. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (part 2) - adaptability of cured acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.24, p.19-21, Dec. 1984.
31. KUTLE, A. **Methods of soil analysis**. Madison: ASA, 1986. 2v.
32. LATTA, G.H.; BOWLES, W.F.; CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin sistem. **J Prosthet Dent**, Saint. Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, Jun. 1990.

33. LEVIN, B.; SANDERS, J.L.; REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
34. MAHLER, D.B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v. 1, n. 5, p. 551-559, Oct. 1951.
35. McCracken, W.M.L. An evaluation of activated methyl metacrylate dentures base materials. **J Prostet Dent**, St. Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
36. NADIN, P.S. **Análise da movimentação dental de próteses totais superiores submetidas à sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão.** Piracicaba, 1999. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
37. NELSON, M.; KOTWAL, K.R.; SEVEDGE, S.R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J Prosthet Dent**. St. Louis, v. 65, n. 2, p. 306-308, Feb. 1991.
38. NIISHI, M. Studies on curing of denture base resins with microowave irradiation: with particular reference to heat - curing resins. **J Osaka Dent Univ**, Osaka, v.2, p. 23-40, Feb. 1968.
39. OKENSON, J.P. **Fundamentos de Oclusão e Desordens Temporomandibulares**, 2, ed. São Paulo, Artes Médicas, 1992. p. 45; 83-85.

40. PADOVAN, S.H.M. **Influência do ciclo de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20.** Piracicaba, 1998. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
41. PEYTON, F.A.; MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative material. Part. I. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.29, n.1, p.1852-1864, Oct. 1942.
42. PHILIPS, R.W. Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas. **In: PHILIPS, R.W., ed. Skinner materiais dentários.** 9. Ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993. Cap.11, p. 92 - 123.
43. PITTA, M.S.S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento.** Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
44. POLIZOIS, G.L.; HAIDEN, R.W.; STAFFORD, G.D. Repair strength of denture base resins using various methods. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, Great Britain, v.3, n.4, p.183-186, Jun. 1997.
45. POMILIO, A.; CAMPOS Jr, W.M.; TEDESCO, A.C. Alterações dimensionais da prótese total. **RGO**, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar/abr., 1996.
46. PRYOR, W.J. Injection molding of plastics for dentures. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 29, n. 11, p. 1400-1408, Aug. 1942.

47. RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; FRAGA, M.A.; GONÇALVES, T.A. Acrylic resin water sorption under different pressure, temperature and time conditions. *Materials Res.*, S. Carlo, v. 4, n. 1, p. 10-16, Jun. 2001.
48. RIZZATTI-BARBOSA, C.M. **Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação de próteses totais.** Piracicaba, 2000. Tese de Livre Docência – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
49. RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; DEL BEL CURY, A.A.; PANZERI, H. A influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, jul./set. 1995.
50. RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **RGO**, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar/abr., 1996.
51. RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; NADIN, P.S.; DEL BEL CURY, A.A.; RODRIGUES-GARCIA, R.C. Uso de la energía de microondas en el procesamiento de prótesis odontológicas. **Rev Assoc Odontol Argent Buenos Aires**, v.86, n.2, p.105-108, Marzo/Abril. 1998.
52. RODRIGUES-GARCIA, R.C.M.; DEL BEL CURY, A.A. Reembasamento de prótese: método convencional e por microondas. **Rev Odont Univ São Paulo**, São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.

53. RUHNKE, L.A.; CONSANI, S.; STOLF, W.L. Resinas acrílicas. Influência do isolante na absorção de água e solubilidade. **Boletim de Materiais Dentários** Piracicaba, v. 1, n. 1, p. 30-45, Jul 1 Dez. 1969.
54. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. **Int J Prosthodont**, Saint. Louis, v. 10, n.1, p. 35-43, Jan. 1997.
55. SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintess Int**, Berlin, v.22, n.3, p.181-186, 1991.
56. SCHIOZER, D. **Mecânica dos fluidos**. 2.ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos. Ed., 1996. 629p.
57. SHIPPEE, R.W. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 11, n. 6, p. 1080-1085, Nov /Dec. 1961.
58. SHLOSBERG, S.R. et al. Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resin. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 2, n.5, p. 453-458, 1989.
59. SKINNER, E.W.; COOPER, E.N. Physical properties of denture resins. Part I. curing, shrinkage and water sorption. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.30, n.23, p.261-268, Dec. 1943.
60. SKINNER, E.N.; Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 39, n. 3, p. 261-268, Sept. 1949.

61. SKINNER, E.W. Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas. **IN Materiais dentários de SKINNER**; ed. Ralph Phillips. Trad. Dr. Julio J. D'Albuquerque Lossio, 9ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1984. Cap.11, P. 103-123.
62. SWEENEY , W.T.; SCHOONOVER, I. C. A progress report on denture base material (1935). **J Am Dent Assoc** , Chicago, v. 23, n. 8, p. 1498-1512, Aug., 1936.
63. SYKORA, O.; SUTOW, E.J. Comparasion of the dimentional stability of waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. **J Oral Reahabil**, Oxford, v. 17, n. 5, p. 219-227, May. 1990.
64. \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and imersion. **J Oral Reahabil**, Oxford, v. 20, p. 19-31, Jan., 1993.
65. \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **J Oral Reahabil**, Oxford, , v. 23, p. 342-345, May., 1996.
66. TAKAMATA, T.; SETCOS, J.C. Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
67. \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_ Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization. **Int J Prosthod**, Lombard, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
68. TAYLOR, P.B. Acrylic resins. their manipulation. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 373-387, Mar. 1941.
69. TURCK, M.D. et al. Direct measurement of dimencional accuracy with three denture - processing techniques. **Int J Prosthod**, Saint. Louis, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
70. VARGAS, M. **Introdução à mecânica dos solos**. São Paulo: McGrawHill/UDUSP, 1977. 509p.

71. WALLACE, P.W. et al. Dimencional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J Prosth Dent**, Saint. Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
72. WOELFEL, J.B.; PATTENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int Dent J**, Saint Albans, v. 9, n. 4, p. 451-460, May. 1959.
73. \_\_\_\_\_; \_\_\_\_\_. Method of evaluating the effect of warping a denture: report of a case. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 59, n. 2, p. 250-260, Aug. 1959.
74. WOELFEL, J.B.; PATTENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimencional changes occurring in dentures curing processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 61, n. 6, p. 413-430, Oct. 1960.
75. WOELFEL, J.B. Processing complete denture. **Dent Clin**, N. Am., Philadelphia, v. 21, n. 2, p. 329-338, Apr. 1977.
76. ZANETTI, G.R. . **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e materiais de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas**. Piracicaba, 1999. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
77. ZISSIS, A.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Mensuramentes methods used for determination of dimencional accuracy and stability of denture base materials, **J Dent**, Great-Britan, v. 19, n. 6, p. 199-206, Feb. 1991.



# Anexos

**Quadro VIII. Valores em milímetros das distâncias entre os dois pontos de referência no interior da canaleta fresada de cada dente. Corresponde ao valor da Hipotenusa utilizada para o cálculo do ângulo sendo o mesmo valor para todos os tempos analisados.**

	dente E	dente D		dente E	dente D		dente E	dente D
	mm	mm		mm	mm		mm	Mm
1	8,529	8,464	21	8,338	8,294	41	8,274	8,183
2	8,519	8,409	22	8,337	8,288	42	8,270	8,183
3	8,431	8,406	23	8,336	8,284	43	8,256	8,178
4	8,448	8406	24	8,335	8,282	44	8,238	8,177
5	8,431	8,404	25	8,335	8,274	45	8,234	8,176
6	8,422	8,378	26	8,331	8,271	46	8,233	8,147
7	8,418	8,369	27	8,329	8,261	47	8,230	8,135
8	8,404	8,366	28	8,329	8,256	48	8,223	8,129
9	8,119	8,347	29	8,323	8,255	49	8,296	8,081
10	8,380	8,335	30	8,307	8,252	50	8,220	7,875
11	8,370	8,333	31	8,373	8,249	51	8,215	7,909
12	8,371	8,326	32	8,291	8,243	52	8,208	8,107
13	8,366	8,326	33	8,290	8,242	53	8,206	7,701
14	8,366	8,322	34	8,288	8,237	54	8,190	7,665
15	8,371	8,319	35	8,289	8,237	55	8,155	7,628
16	8,361	8,317	36	8,288	8,233	56	8,134	7,645
17	8,354	8,313	37	8,284	8,224	57	8,126	7,602
18	8,352	8,309	38	8,279	8,214	58	8,125	7,560
19	8,347	8,303	39	8,276	8,188	59	8,082	7,538
20	8,341	8,299	40	8,274	8,186	60	8,032	7,493

**Quadro IX. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo I nos períodos T0 e T1.**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL						
G – I	ENCERADA (T10)			POLIMERIZADA (T11)		
Amostra	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
1	43,985	43,303	87,288	46,418	45,698	92,116
4	45,379	45,420	90,799	47,147	46,510	93,657
2	44,689	45,115	89,804	46,165	46,107	92,272
5	46,151	44,643	90,795	47,170	47,954	95,123
6	44,756	43,304	88,060	47,095	43,642	90,737
7	45,240	42,999	88,239	46,464	44,387	90,850
8	43,714	41,966	85,681	45,510	42,445	87,955
13	48,225	39,442	87,667	49,830	39,766	89,596
15	48,109	41,564	89,673	49,689	42,336	92,026
19	42,597	44,523	87,120	44,225	44,118	88,343
21	47,497	42,930	90,427	47,524	43,885	91,410
22	38,841	44,108	82,950	39,202	44,583	83,785
47	44,735	44,205	88,940	45,472	43,942	89,414
49	44,221	44,255	88,476	44,488	45,451	89,939
53	43,823	41,353	85,176	45,678	42,720	88,397

**Quadro X. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo I nos períodos T2 e T3.**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL						
G – I	POLIMENTO (T2)			30 DIAS (T3)		
Amostra	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
1	46,981	45,003	91,985	45,644	45,990	91,634
4	47,650	45,773	93,423	46,954	46,171	93,125
2	46,071	45,870	91,941	45,503	43,237	88,740
5	47,622	47,816	95,438	47,096	48,082	95,178
6	47,281	43,394	90,674	46,704	44,027	90,731
7	46,717	44,357	91,074	46,078	45,184	91,261
8	45,443	42,537	87,980	45,261	46,067	91,328
13	49,687	39,539	89,226	49,164	40,162	89,326
15	50,448	41,647	92,095	48,017	42,876	90,893
19	43,949	44,562	88,511	43,092	45,334	88,425
21	47,813	43,686	91,498	47,757	43,686	91,442
22	39,169	44,799	83,968	38,699	44,985	83,684
47	45,345	44,114	89,459	45,413	43,993	89,406
49	44,645	45,401	90,046	44,547	45,441	89,988
53	45,746	42,971	88,717	45,609	42,522	88,131

**Quadro XI. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo II nos períodos T0 e T1.**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL						
G - II Amostra	ENCERADA (TI0)			POLIMERIZADA (TI1)		
	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
23	44,693	48,276	92,970	44,927	48,590	93,518
24	42,451	40,055	82,505	42,998	42,936	85,934
26	44,991	38,925	83,916	45,195	39,123	84,317
28	44,405	42,203	86,608	45,466	43,428	88,895
31	39,218	43,128	82,347	40,584	44,888	85,471
32	41,866	44,249	86,115	43,467	43,708	87,175
34	46,262	45,739	92,001	46,729	45,942	92,672
35	46,318	42,316	88,634	47,408	42,057	89,464
36	46,805	41,547	88,352	45,453	42,555	88,008
41	49,131	42,207	91,338	49,305	42,446	91,750
43	48,191	46,228	94,420	48,470	46,625	95,095
46	40,807	44,177	84,984	40,508	44,889	85,397
48	41,582	46,624	88,207	41,855	46,518	88,372
55	48,211	37,653	85,864	48,418	38,818	87,236
58	56,760	45,490	102,250	57,365	46,051	103,415

**Quadro XII. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo II nos períodos T2 e T3.**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL						
G - II Amostra	POLIMENTO (TI3)			T 60/ P 40/ T 1h (T4)		
	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
23	44,635	48,211	92,846	44,850	48,397	93,246
24	42,765	40,653	83,418	43,349	40,748	84,097
26	45,098	39,178	84,275	45,020	39,276	84,296
28	45,351	43,821	89,171	43,752	42,952	86,704
31	40,521	45,015	85,536	40,594	45,006	85,600
32	42,647	43,183	85,830	42,206	43,869	86,075
34	48,156	44,581	92,737	46,663	45,632	92,295
35	45,829	42,993	88,822	46,519	43,207	89,726
36	46,720	42,286	89,006	46,767	42,348	89,116
41	49,140	42,570	91,710	48,855	42,972	91,828
43	48,748	46,257	95,005	48,331	46,547	94,878
46	41,094	44,699	85,793	40,796	44,969	85,765
48	42,063	46,333	88,396	41,865	46,430	88,295
55	48,858	38,734	87,592	48,512	38,722	87,234
58	56,894	46,313	103,208	56,726	46,125	102,850

**Quadro XIII. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo III nos períodos T0 e T1.**

POLIMERIZAÇÃO POR MICROONDAS						
G - III	ENCERADA (TI0)			POLIMERIZADA (TI1)		
Amostra	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
3	51,315	42,071	93,386	53,696	44,768	98,465
9	45,399	46,008	91,406	46,381	47,011	93,392
10	45,415	40,785	86,200	47,211	46,238	93,450
11	48,996	44,716	93,712	49,439	46,154	95,593
12	44,988	44,319	89,307	45,528	46,645	92,173
14	43,081	43,308	86,388	43,590	44,783	88,373
16	49,432	40,780	90,212	50,524	42,266	92,790
17	40,091	41,646	81,738	41,415	42,316	83,731
18	47,899	42,770	90,669	48,917	44,123	93,041
20	45,176	40,115	85,291	45,535	41,541	87,075
27	45,099	40,414	85,513	47,757	42,355	90,112
51	53,473	45,631	99,103	53,776	46,685	100,461
54	46,150	41,039	87,188	47,255	42,376	89,631
57	44,524	43,384	87,909	45,392	46,219	91,611
60	43,849	38,452	82,300	44,126	39,737	83,863

**Quadro XIV. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo III nos períodos T2 e T3.**

POLIMERIZAÇÃO POR MICROONDAS						
G - III	POLIMENTO (TI2)			30 DIAS (TI3)		
Amostra	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
3	53,325	44,942	98,267	53,291	44,971	98,262
9	46,508	46,662	93,170	46,877	46,454	93,331
10	47,869	46,029	93,898	46,856	45,818	92,674
11	49,177	46,638	95,815	49,358	46,344	95,702
12	45,910	47,239	93,149	45,910	47,154	93,064
14	43,510	44,803	88,313	43,719	44,528	88,247
16	50,435	42,368	92,803	50,613	42,511	93,124
17	40,695	43,018	83,712	41,228	43,989	85,217
18	48,999	44,084	93,083	48,881	44,341	93,222
20	45,515	41,780	87,295	45,166	41,697	86,863
27	47,766	42,262	90,029	47,906	42,087	89,992
51	53,568	47,477	101,045	54,730	46,266	100,995
54	47,265	42,630	89,895	46,978	42,993	89,971
57	45,243	46,469	91,712	46,003	45,853	91,856
60	44,341	39,557	83,898	48,677	41,070	89,748

**Quadro XV. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo IV nos períodos T0 e T1.**

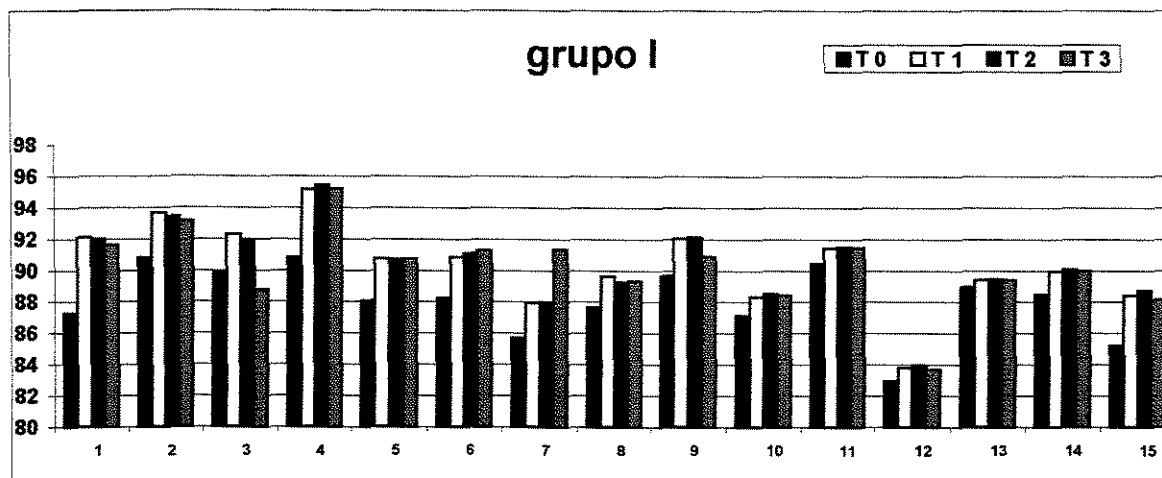
POLIMERIZAÇÃO POR MICROONDAS						
G - IV Amostra	ENCERADA (T10)			POLIMERIZADA (T11)		
	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
25	43,460	41,801	85,261	45,192	43,306	88,498
29	49,025	40,384	89,409	50,290	40,330	90,620
30	45,833	42,913	88,746	47,042	44,698	91,740
33	45,635	43,000	88,635	47,030	44,508	91,538
37	44,369	45,232	89,601	48,086	45,925	94,010
38	38,303	41,544	79,847	40,718	43,889	84,607
39	47,317	48,791	96,108	48,484	51,676	100,160
40	46,371	43,084	89,455	48,828	44,649	93,477
42	47,333	46,253	93,586	48,204	48,825	97,028
44	41,240	47,001	88,240	43,247	49,747	92,994
45	55,754	53,207	108,961	56,883	53,895	110,778
50	40,178	42,739	82,917	42,023	45,488	87,511
52	44,394	44,528	88,922	47,170	45,279	92,449
56	42,742	43,639	86,381	45,445	44,799	90,245
59	42,823	44,130	86,953	43,887	45,563	89,450

**Quadro XVI. Valores em graus dos ângulos esquerdo e direito do grupo IV nos períodos T2 e T3.**

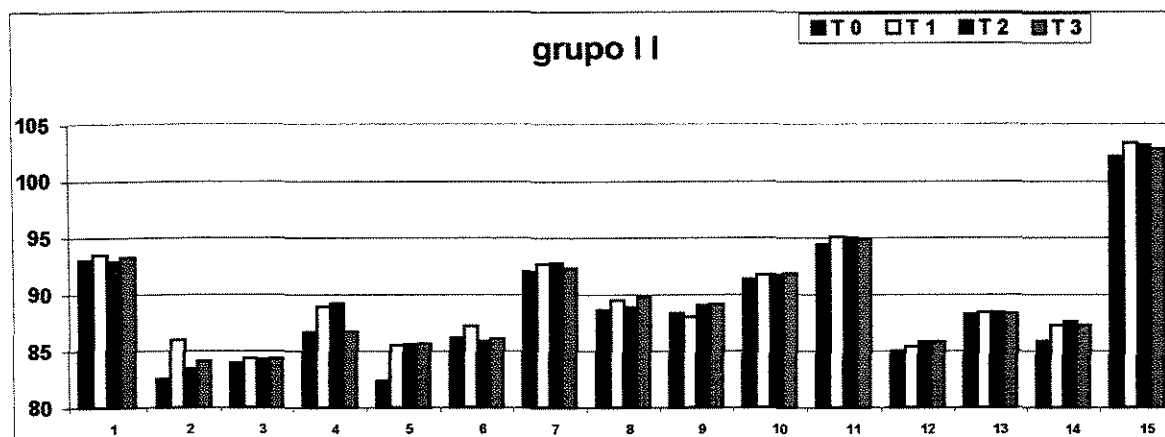
POLIMERIZAÇÃO POR MICROONDAS						
G - IV Amostra	POLIMENTO (T2)			T 60/ P 40/ T 1h (T3)		
	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA	ÂNG-E	ÂNG-D	SOMA
25	44,234	44,406	88,640	44,007	44,158	88,165
29	49,153	40,619	89,772	44,360	41,160	85,520
30	46,843	44,669	91,512	47,192	44,143	91,335
33	47,209	44,548	91,757	47,039	44,548	91,587
37	46,380	47,096	93,477	46,628	46,465	93,094
38	40,951	43,868	84,819	40,548	43,838	84,386
39	48,131	51,899	100,030	48,280	51,730	100,010
40	48,468	44,729	93,197	48,477	44,769	93,246
42	47,924	49,001	96,925	48,213	48,666	96,879
44	42,808	50,478	93,286	42,644	50,360	93,004
45	56,467	54,517	110,984	47,823	54,233	102,055
50	41,426	45,702	87,128	41,542	45,253	86,795
52	46,452	46,138	92,590	46,066	46,500	92,565
56	44,297	45,864	90,161	44,287	45,539	89,826
59	44,070	45,945	90,016	43,270	45,861	89,130

**Tabela 1. Análise de variância para o estudo da inclinação dental.**

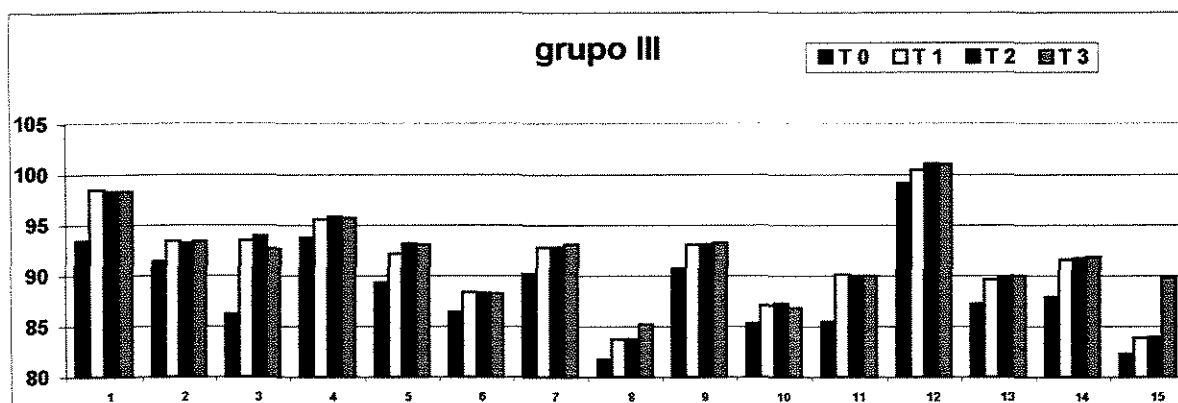
CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
POLI	1	212.3460	212.3460	2.4326	0.12062
TRAT	1	2.871093	2.871093	0.0329	0.85094
POL*TRA	1	19.12526	19.12526	0.2191	0.64653
RESIDUO (A)	56	4888.347	87.29192		
PARCELAS	59	5122.690			
TEMPO	3	255.9424	85.314149	73.5981	0.00001
POL*TEM	3	27.17161	9.0572049	7.8134	0.00018
TRA*TEM	3	10.19661	3.3988715	2.9321	0.03438
POL*TRA*TEM	3	11.24244	3.7474826	3.2328	0.02337
RESIDUO (B)	168	194.7437	1.1591890		
TOTAL	239	5621.9872396			
MEDIA GERAL = 90.017708					
COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 5.190 %					
COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 1.196 %					



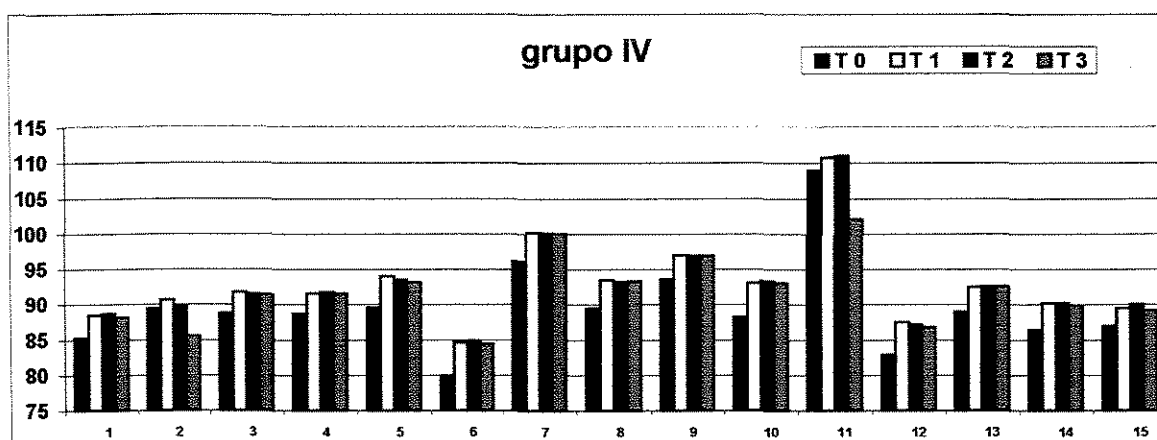
**Figura 14. Gráfico da medida em graus das amostras do grupo I nos períodos T0, T1, T2, T3.**



**Figura 15.** Gráfico da medida em graus das amostras do grupo II nos períodos T0, T1, T2, T3.



**Figura 16.** Gráfico da medida em graus das amostras do grupo III nos períodos T0, T1, T2, T3.



**Figura 17.** Gráfico da medida em graus das amostras do grupo IV nos períodos T0, T1, T2, T3.

**Tabela 2. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com polimerização convencional e microondas.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	120	90.958333	90.958333	a	A
2	1	CONVENC	120	89.077083	89.077083	a	A
MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO							
D.M.S. 5% = 2.41881 - D.M.S. 1% = 3.21713							

**Tabela 3. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com polimerização convencional e microondas para o período (T0).**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	30	88.600000	88.600000	a	A
2	1	CONVENC	30	87.875000	87.875000	a	A

**Tabela 4. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com polimerização convencional e microondas para o período (T1).**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	30	91.833333	91.833333	a	A
2	1	CONVENC	30	89.600000	89.600000	a	A

**Tabela 5. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com polimerização convencional e microondas para o período (T2).**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	30	91.866667	91.866667	a	A
2	1	CONVENC	30	89.466667	89.466667	a	A

**Tabela 6. Teste de Tukey para as médias de polimerização convencional e microondas para o período (T3).**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	30	91.533333	91.533333	a	A
2	1	CONVENC	30	89.366667	89.366667	a	A

**Tabela 7. Teste de Tukey para as médias de tratamento de sorção 30 dias 37 °C e 1 hora ,temperatura 60 °C e 40 Lib/pol<sup>2</sup>.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	HORA	120	90.127083	90.127083	a	A
2	1	TRINTA	120	89.908333	89.908333	a	A



**Tabela 8. Teste de Tukey para as médias de tratamento de sorção: 30 dias 37 °C e 1 hora ,temperatura 60 °C e 40 Lib/pol<sup>2</sup> no período T0**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	HORA	30	88.575000	88.575000	a	A
2	1	TRINTA	30	87.900000	87.900000	a	A

**Tabela 9. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com tratamento de sorção: 30 dias 37 °C e 1 hora ,temperatura 60 °C e 40 Lib/pol<sup>2</sup> no período T1**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	HORA	30	90.933333	90.933333	a	A
2	1	TRINTA	30	90.500000	90.500000	a	A

**Tabela 10. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com tratamento de sorção: 30 dias 37 °C e 1 hora ,temperatura 60 °C e 40 Lib/pol<sup>2</sup> no período T2**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	HORA	30	90.766667	90.766667	a	A
2	1	TRINTA	30	90.566667	90.566667	a	A

**Tabela 10. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental com tratamento de sorção: 30 dias 37 °C e 1 hora ,temperatura 60 °C e 40 Libs/pol<sup>2</sup> no período T3**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TRINTA	30	90.666667	90.666667	a	A
2	2	HORA	30	90.233333	90.233333	a	A

**Tabela 11. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
para							
todos os grupos.							
1	2	ACRILIZ	60	90.716667	90.716667	a	A
2	3	POLIMTO	60	90.666667	90.666667	a	A
3	4	SORCAO	60	90.450000	90.450000	a	A
4	1	CERA	60	88.237500	88.237500	b	B

**Tabela 12. Teste de Tukey para as médias da inclinação dental nos períodos T0, T1, T2 e T3 para polimerização convencional (grupos I e II)**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ACRILIZ	30	89.600000	89.600000	a	A
2	3	POLIMTO	30	89.466667	89.466667	a	A
3	4	SORCAO	30	89.366667	89.366667	a	A
4	1	CERA	30	87.875000	87.875000	b	B

**Tabela 13. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para polimerização em microondas (grupos III e IV)**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	POLIMTO	30	91.866667	91.866667	a	A
2	2	ACRILIZ	30	91.833333	91.833333	a	A
3	4	SORCAO	30	91.533333	91.533333	a	A
4	1	CERA	30	88.600000	88.600000	b	B

**Tabela 14. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para armazenagem de 30 dias a todos os grupos**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	SORCAO	30	90.666667	90.666667	a	A
2	3	POLIMTO	30	90.566667	90.566667	a	A
3	2	ACRILIZ	30	90.500000	90.500000	a	A
4	1	CERA	30	87.900000	87.900000	b	B

**Tabela 15. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para armazenagem de 1 hora a todos os grupos**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ACRILIZ	30	90.933333	90.933333	a	A
2	3	POLIMTO	30	90.766667	90.766667	a	A
3	4	SORCAO	30	90.233333	90.233333	a	A
4	1	CERA	30	88.575000	88.575000	b	B

**Tabela 16. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para o grupo I**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ACRILIZ	15	89.866667	89.866667	a	A
2	3	POLIMTO	15	89.866667	89.866667	a	A
3	4	SORCAO	15	89.733333	89.733333	a	A
4	1	CERA	15	87.533333	87.533333	b	B

**Tabela 17. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para o grupo II**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ACRILIZ	15	89.333333	89.333333	a	A
2	3	POLIMTO	15	89.066667	89.066667	ab	A
3	4	SORCAO	15	89.000000	89.000000	ab	A
4	1	CERA	15	88.216667	88.216667	b	A

**Tabela 18. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para o grupo III**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	SORCAO	15	91.600000	91.600000	a	A
2	3	POLIMTO	15	91.266667	91.266667	a	A
3	2	ACRILIZ	15	91.133333	91.133333	a	A
4	1	CERA	15	88.266667	88.266667	b	B

**Tabela 19. Teste de Tukey para as médias da inclinação nos períodos T0, T1, T2 e T3 para o grupo IV**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ACRILIZ	15	92.533333	92.533333	a	A
2	3	POLIMTO	15	92.466667	92.466667	ab	A
3	4	SORCAO	15	91.466667	91.466667	b	A
4	1	CERA	15	88.933333	88.933333	c	B

**Quadro XVII. Média em graus dos grupos I, II, III, IV, média geral para todos os grupos nos períodos T0, T1, T2, T3 e a variação angular entre os períodos de análise.**

Polimerização	Tempo	GRUPO I		GRUPO II		GRUPOS I, II
		ângulo	variação	ângulo	variação	VARIAÇÃO
Convencional	T 0	88,07		88,70		
	T 1	90,37	2,3	89,55	0,850	2,437
	T 2	90,40	0,03	89,78	0,23	- 0,168
	T 3	90,21	- 0,19	89,46	- 0,32	- 0,223
		GRUPO III		GRUPO IV		GRUPOS III, IV
		Ângulo	variação	ângulo	variação	VARIAÇÃO
Microondas	T 0	89,72		89,53		
	T 1	92,26	2,54	93,00	3,47	3,097
	T 2	92,01	0,25	92,95	0,05	0,136
	T 3	91,72	- 0,29	91,84	- 1,11	1,121
MÉDIA GERAL				Ângulos		Variação
				89,448		
				92,213		2,29
				92,197		0,14
				92,646		0,477

O quadro mostra que apesar de não ser estatisticamente significante houve variações na média da inclinação entre os grupos. Uma média geral de 2,29 graus ocorreu entre os períodos de enceramento e acrilização, sendo a maior inclinação para o grupo IV (3,47 graus) e a menor para o grupo II (0,850 graus). Nos demais períodos as variações foram bem inferiores em torno de 6 vezes menor. O período de menor alteração foi durante o polimento.

## ADAPTAÇÃO

**Quadro XVIII . Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T0 do grupo I nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL ARMAZENAGEM DE 30 DIAS							
G -I	Adaptação (T 0)						
Amostras	1	2	3	4	5	6	7
1	0,169	0,119	0,221	0,174	0,213	0,136	0,146
2	0,241	0,123	0,189	0,125	0,181	0,198	0,109
4	0,24	0,129	0,185	0,125	0,18	0,191	0,107
5	0,166	0,111	0,225	0,177	0,215	0,139	0,145
6	0,241	0,129	0,185	0,174	0,181	0,196	0,108
7	0,247	0,126	0,18	0,125	0,187	0,191	0,107
8	0,243	0,184	0,201	0,165	0,174	0,188	0,152
13	0,165	0,119	0,222	0,176	0,211	0,136	0,145
15	0,169	0,115	0,223	0,177	0,211	0,132	0,142
19	0,24	0,124	0,187	0,125	0,185	0,191	0,107
21	0,245	0,185	0,201	0,166	0,173	0,184	0,155
22	0,243	0,188	0,22	0,168	0,172	0,181	0,152
47	0,247	0,128	0,181	0,124	0,188	0,192	0,108
49	0,241	0,122	0,187	0,124	0,18	0,194	0,102
53	0,241	0,185	0,209	0,166	0,175	0,184	0,151

**Quadro XVIII. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T1 do grupo I nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL ARMAZENAGEM DE 30 DIAS							
G -I	Adaptação (T 1)						
Amostras	1	2	3	4	5	6	7
1	0,112	0,225	0,211	0,166	0,198	0,089	0,214
2	0,125	0,114	0,111	0,154	0,225	0,178	0,175
4	0,119	0,196	0,145	0,103	0,138	0,104	0,147
5	0,111	0,222	0,218	0,165	0,197	0,069	0,214
6	0,123	0,119	0,114	0,15	0,221	0,129	0,174
7	0,115	0,198	0,144	0,102	0,136	0,109	0,144
8	0,145	0,3	0,139	0,119	0,134	0,201	0,223
13	0,28	0,125	0,178	0,0136	0,2165	0,291	0,122
15	0,283	0,312	0,165	0,143	0,201	0,099	0,221
19	0,11	0,225	0,154	0,145	0,2	0,16	0,24
21	0,174	0,196	0,143	0,105	0,221	0,145	0,146
22	0,12	0,111	0,119	0,154	0,223	0,124	0,178
47	0,126	0,112	0,118	0,154	0,221	0,123	0,173
49	0,112	0,198	0,149	0,115	0,132	0,166	0,141
53	0,142	0,29	0,138	0,112	0,136	0,204	0,221

**Quadro XIX . Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T0 do grupo II nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL PARA ARMAZENAGEM TPT</b>							
<b>G -II</b>	<b>Adaptação (T 0)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
23	0,132	0,165	0,171	0,169	0,198	0,089	0,181
24	0,124	0,198	0,132	0,074	0,145	0,098	0,185
26	0,135	0,165	0,17	0,165	0,198	0,08	0,187
28	0,12	0,194	0,132	0,074	0,147	0,096	0,186
31	0,132	0,165	0,177	0,16	0,196	0,089	0,187
32	0,196	0,198	0,191	0,168	0,192	0,198	0,221
34	0,129	0,198	0,132	0,079	0,145	0,097	0,182
35	0,132	0,165	0,174	0,165	0,197	0,089	0,184
36	0,11	0,2	0,178	0,132	0,192	0,088	0,181
41	0,112	0,206	0,171	0,136	0,191	0,087	0,189
43	0,114	0,203	0,173	0,139	0,193	0,089	0,186
46	0,122	0,199	0,132	0,077	0,145	0,96	0,185
48	0,127	0,198	0,13	0,071	0,149	0,09	0,18
55	0,13	0,16	0,17	0,16	0,144	0,08	0,185
58	0,144	0,219	0,146	0,178	0,25	0,143	0,22

**Quadro XX. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T1 do grupo II nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL PARA ARMAZENAGEM TPT</b>							
<b>G -II</b>	<b>Adaptação (T 1)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
23	0,11	0,174	0,152	0,165	0,201	0,158	0,231
24	0,119	0,173	0,1	0,15	0,2	0,15	0,23
26	0,11	0,21	0,158	0,108	0,209	0,069	0,217
28	0,214	0,233	0,1	0,161	0,174	0,175	0,149
31	0,132	0,19	0,196	0,174	0,225	0,113	0,251
32	0,115	0,213	0,139	0,102	0,255	0,069	0,21
34	0,119	0,191	0,147	0,109	0,135	0,106	0,145
35	0,117	0,177	0,158	0,164	0,203	0,151	0,23
36	0,132	0,169	0,196	0,174	0,221	0,116	0,251
41	0,11	0,214	0,138	0,108	0,2	0,066	0,214
43	0,139	0,165	0,198	0,174	0,225	0,114	0,2
46	0,11	0,17	0,15	0,16	0,205	0,15	0,235
48	0,115	0,175	0,158	0,156	0,21	0,152	0,231
55	0,114	0,214	0,135	0,104	0,209	0,069	0,21
58	0,15	0,222	0,153	0,154	0,156	0,18	0,152

**Quadro XXI. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T0 do grupo III nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO MICROONDAS ARMAZENAGEM DE 30 DIAS</b>							
<b>G -III</b>	<b>Adaptação (T 0)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
3	0,165	0,178	0,181	0,112	0,185	0,178	0,162
9	0,145	0,172	0,099	0,102	0,153	0,178	0,181
10	0,132	0,185	0,098	0,111	0,221	0,185	0,132
11	0,194	0,166	0,201	0,25	0,163	0,166	0,138
12	0,098	0,165	0,2	0,211	0,168	0,165	0,134
14	0,096	0,101	0,14	0,015	0,222	0,156	0,142
16	0,095	0,115	0,144	0,1	0,228	0,154	0,144
17	0,144	0,175	0,096	0,102	0,154	0,178	0,181
18	0,166	0,172	0,18	0,112	0,183	0,172	0,165
20	0,22	0,125	0,341	0,222	0,164	0,127	0,214
27	0,142	0,172	0,093	0,102	0,152	0,178	0,181
51	0,198	0,162	0,331	0,241	0,163	0,161	0,135
54	0,099	0,113	0,142	0,12	0,225	0,155	0,142
57	0,143	0,172	0,099	0,123	0,153	0,177	0,181
60	0,145	0,171	0,091	0,131	0,151	0,173	0,184

**Quadro XXII. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T1 do grupo III nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO MICROONDAS ARMAZENAGEM DE 30 DIAS</b>							
<b>G -III</b>	<b>Adaptação (T 1)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
3	0,131	0,142	0,154	0,097	0,153	0,085	0,217
9	0,164	0,14	0,171	0,091	0,154	0,089	0,34
10	0,165	0,153	0,179	0,093	0,153	0,088	0,179
11	0,167	0,158	0,174	0,094	0,158	0,087	0,174
12	0,162	0,156	0,177	0,099	0,156	0,089	0,177
14	0,164	0,154	0,173	0,098	0,154	0,087	0,173
16	0,163	0,155	0,175	0,096	0,155	0,089	0,175
17	0,168	0,157	0,174	0,096	0,157	0,085	0,174
18	0,165	0,152	0,178	0,099	0,152	0,088	0,178
20	0,163	0,155	0,175	0,091	0,155	0,089	0,175
27	0,164	0,151	0,174	0,096	0,151	0,087	0,174
51	0,162	0,157	0,173	0,095	0,157	0,088	0,173
54	0,163	0,151	0,175	0,09	0,151	0,083	0,175
57	0,162	0,159	0,175	0,099	0,159	0,08	0,175
60	0,16	0,152	0,17	0,09	0,152	0,089	0,17

**Quadro XXIII. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T0 do grupo IV nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO MICROONDAS ARMAZENAGEM TPT</b>							
<b>G -IV</b>	<b>Adaptação (T 0)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
25	0,111	0,14	0,65	0,144	0,185	0,221	0,241
29	0,33	0,144	0,3	0,31	0,411	0,415	0,251
30	0,11	0,168	0,184	0,099	0,214	0,069	0,231
33	0,162	0,224	0,265	0,091	0,274	0,235	0,321
37	0,124	0,191	0,135	0,071	0,145	0,096	0,185
38	0,11	0,174	0,185	0,096	0,211	0,069	0,231
39	0,119	0,161	0,182	0,093	0,215	0,069	0,231
40	0,26	0,22	0,263	0,09	0,27	0,231	0,32
42	0,154	0,241	0,211	0,097	0,221	0,069	0,222
44	0,152	0,241	0,231	0,099	0,2	0,063	0,259
45	0,15	0,24	0,226	0,097	0,285	0,064	0,2
50	0,26	0,22	0,261	0,091	0,27	0,235	0,321
52	0,174	0,172	0,331	0,321	0,191	0,174	0,173
56	0,12	0,19	0,132	0,078	0,142	0,099	0,181
59	0,15	0,241	0,229	0,096	0,219	0,064	0,251

**Quadro XXIV. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T1 do grupo IV nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

<b>POLIMERIZAÇÃO MICROONDAS ARMAZENAGEM TPT</b>							
<b>G -IV</b>	<b>Adaptação (T 1)</b>						
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
25	0,122	0,152	0,16	0,088	0,152	0,099	0,172
29	0,123	0,178	0,216	0,208	0,197	0,109	0,174
30	0,199	0,192	0,221	0,104	0,187	0,129	0,258
33	0,206	0,168	0,178	0,158	0,152	0,179	0,3
37	0,125	0,17	0,214	0,222	0,191	0,109	0,178
38	0,145	0,223	0,26	0,109	0,166	0,135	0,227
39	0,205	0,164	0,174	0,15	0,251	0,178	0,3
40	0,144	0,22	0,26	0,109	0,165	0,132	0,228
42	0,191	0,199	0,225	0,108	0,187	0,125	0,259
44	0,145	0,226	0,264	0,106	0,168	0,134	0,221
45	0,199	0,196	0,224	0,108	0,187	0,124	0,258
50	0,145	0,226	0,266	0,102	0,165	0,135	0,229
52	0,125	0,15	0,169	0,089	0,154	0,099	0,17
56	0,12	0,178	0,211	0,2	0,198	0,104	0,174
59	0,191	0,195	0,228	0,104	0,185	0,129	0,254

**Quadro XXV. Demonstra a média de desadaptação em milímetro nos períodos T0 e T11 de cada grupo nas posições pré-determinadas (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7).**

GRUPO	P - 1	P - 2	P - 3	P - 4	P - 5	P - 6	P - 7
<b>G I – T0</b>	0,205	0,152	0,215	0,170	0,194	0,160	0,149
<b>– T1</b>	0,127	0,258	0,175	0,139	0,167	0,147	0,218
<b>G II – T0</b>	0,130	0,196	0,153	0,160	0,179	0,169	0,192
<b>– T1</b>	0,205	0,152	0,215	0,170	0,194	0,160	0,149
<b>G III – T0</b>	0,155	0,175	0,136	0,122	0,168	0,176	0,173
<b>– T1</b>	0,138	0,192	0,159	0,174	0,224	0,116	0,201
<b>G VI – T0</b>	0,131	0,191	0,440	0,120	0,202	0,143	0,246
<b>– T1</b>	0,157	0,174	0,194	0,086	0,169	0,114	0,213

**Tabela 20. Análise de variância para a adaptação na região de flanco.**

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
POLI	1	8.7696149	8.7696149	9.8547	0.00304
TRAT	1	3.8449197	3.8449197	4.3206	0.03979
POL*TRA	1	5.7816299	5.7816299	6.4970	0.01301
RESIDUO (A)	56	49.8341642	0.8898958		
PARCELAS	59	68.2303286			
TEMP	1	0.8909625	0.8909625	1.1597	0.28602
POL*TEM	1	2.8459200	2.8459200	3.7045	0.05624
TRA*TEM	1	0.9864529	0.9864529	1.2840	0.26098
POL*TRA*TEM	1	3.7949642	3.7949642	4.9398	0.02850
RESIDUO (B)	56	43.0214980	0.7682410		
TOTAL	119	119.7701262			
MEDIA GERAL =	6.216500				
COEFICIENTE DE VARIACAO (A) =	10.730 %				
COEFICIENTE DE VARIACAO (B) =	14.099 %				

**Tabela 21. Teste de Tukey para médias de polimerização dentro de 30 dias do fator tratamento e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONV	15	6.601333	6.601333	a	A
2	2	MICRO	15	5.836000	5.836000	b	A

**Tabela 22. Teste de Tukey para médias de polimerização dentro de 30 dias do fator tratamento e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	15	6.853333	6.853333	a	A
2	1	CONV	15	6.291333	6.291333	a	A



**Tabela 23. Teste de Tukey para médias de polimerização dentro de 1 hora do fator tratamento e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONV	15	6.508000	6.508000	a	A
2	2	MICRO	15	5.576000	5.576000	b	B

**Tabela 24. Teste de Tukey para médias de polimerização dentro de 1 hora do fator tratamento e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONV	15	6.546667	6.546667	a	A
2	2	MICRO	15	5.519333	5.519333	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.65634 - D.M.S. 1% = 0.86598

**Tabela 25. Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de convencional do fator polimerização e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	30DIAS	15	6.601333	6.601333	a	A
2	2	1HORA	15	6.508000	6.508000	a	A

**Tabela 26. Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de convencional do fator polimerização e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	1HORA	15	6.546667	6.546667	a	A
2	1	30DIAS	15	6.291333	6.291333	a	A

**Tabela 27. Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de microondas do fator polimerização e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	30DIAS	15	5.836000	5.836000	a	A
2	2	1HORA	15	5.576000	5.576000	a	A

**Tabela 28. Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de microondas do fator polimerização e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	30DIAS	15	6.853333	6.853333	a	A
2	2	1HORA	15	5.519333	5.519333	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.65634 - D.M.S. 1% = 0.86598

**Tabela 29. Teste de Tukey para médias de tempo dentro de convencional do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	POLIT	15	6.601333	6.601333	a	A
2	2	SORCAO	15	6.291333	6.291333	a	A

**Tabela 30. Teste de Tukey para médias de tempo dentro de convencional do fator polimerização e 1 Hora do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	SORCAO	15	6.546667	6.546667	a	A
2	1	POLIT	15	6.508000	6.508000	a	A

**Tabela 31. Teste de Tukey para médias de tempo dentro de microondas do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	SORCAO	15	6.853333	6.853333	a	A
2	1	POLIT	15	5.836000	5.836000	b	B

**Tabela 32. Teste de Tukey para médias de tempo dentro de microondas do fator polimerização e 1 Hora do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	POLIT	15	5.576000	5.576000	a	A
2	2	SORCAO	15	5.519333	5.519333	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.64181 - D.M.S. 1% = 0.85364

**Tabela 33. Análise de variância para a adaptação na região de crista.**

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
POLI	1	4.0113629	4.0113629	1.7391	0.18966
TRAT	1	0.3060301	0.3060301	0.1327	0.71782
POL*TRA	1	10.9203302	10.9203302	4.7343	0.03179
RESIDUO (A)	56	129.1705618	2.3066172		
PARCELAS	59	144.4082850			
TEMP	1	4.5708027	4.5708027	2.2798	0.13290
POL*TEM	1	7.2226135	7.2226135	3.6024	0.05964
TRA*TEM	1	32.4064098	32.4064098	16.1632	0.00038
POL*TRA*TEM	1	18.1118708	18.1118708	9.0336	0.00422
RESIDUO (B)	56	112.2774000	2.0049536		
TOTAL	119	318.9973819			

MEDIA GERAL 7.254667

COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 14.803 %

COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 19.518 %

**Tabela 34. Teste de Tukey para médias de polimerização de 30 dias do fator tratamento sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONV	15	6.638667	6.638667	a	A
2	2	MICRO	15	6.340000	6.340000	a	A

**Tabela 35. Teste de Tukey para médias de polimerização de 1 hora do fator tratamento e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONV	15	7.242667	7.242667	a	A
2	2	MICRO	15	6.718667	6.718667	a	A

**Tabela 36. Teste de Tukey para médias de polimerização de 1 hora do fator tratamento e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	MICRO	15	7.654000	7.654000	a	A
2	1	CONV	15	7.605333	7.605333	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 1.05836 - D.M.S. 1% = 1.39643

**Tabela 37. Teste de Tukey para médias de tratamento dentro convencional fator polimerização e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	1HORA	15	7.242667	7.242667	a	A
2	1	30DIAS	15	6.800667	6.800667	a	A

**Tabela 38. Teste de Tukey para médias de tratamento convencional dentro fator polimerização e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	1HORA	15	7.605333	7.605333	a	A
2	1	30DIAS	15	6.638667	6.638667	a	A

**Tabela 39. Teste de Tukey para médias de tratamento microondas dentro fator polimerização e polimento do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	30DIAS	15	9.037333	9.037333	a	A
2	2	1HORA	15	6.718667	6.718667	b	B

**Tabela 40. Teste de Tukey para médias de tratamento microondas dentro fator polimerização e sorção do fator tempo.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	1HORA	15	7.654000	7.654000	a	A
2	1	30DIAS	15	6.340000	6.340000	b	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 1.05836 - D.M.S. 1% = 1.39643

**Tabela 41. Teste de Tukey para médias de tempo dentro convencional do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	POLIT	15	6.800667	6.800667	a	A
2	2	SORCAO	15	6.638667	6.638667	a	A

**Tabela 42. Teste de Tukey para médias de tempo dentro convencional do fator polimerização e 1 hora do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	SORCAO	15	7.605333	7.605333	a	A
2	1	POLIT	15	7.242667	7.242667	a	A

**Tabela 43. Teste de Tukey para médias de tempo dentro microondas do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	POLIT	15	9.037333	9.037333	a	A
2	2	SORCAO	15	6.340000	6.340000	b	B

**Tabela 44. Teste de Tukey para médias de tempo dentro convencional do fator polimerização e 1 hora do fator tratamento.**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	SORCAO	15	7.654000	7.654000	a	A
2	1	POLIT	15	6.718667	6.718667	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 1.03684 - D.M.S. 1% = 1.37904

□ DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 1

**Tabela 45. Análise de variância para a adaptação na região de palato.**

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
POLI	1	3.5294697	3.5294697	2.6917	0.10263
TRAT	1	3.6610148	3.6610148	2.7920	0.09650
POL*TRA	1	12.1603337	12.1603337	9.2738	0.00382
RESIDUO (A)	56	73.4304210	1.3112575		
PARCELAS	59	92.7812391			
TEMP	1	1.8204032	1.8204032	1.1426	0.28971
POL*TEM	1	0.1116301	0.1116301	0.0701	0.78822
TRA*TEM	1	14.2829986	14.2829986	8.9647	0.00434
POL*TRA*TEM	1	2.7968536	2.7968536	1.7554	0.18756
RESIDUO (B)	56	89.2223111	1.5932556		
TOTAL	119	201.0154357			

MEDIA GERAL = 6.592167  
 COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 12.283 %  
 COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 19.148 %

**Tabela 46. Teste de Tukey para médias do fator polimerização dentro de 30 dias do fator tratamento e polimento do fator tempo.**

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	CONV	15	6.867333	6.867333
2	MICRO	15	7.602667	7.602667

**Tabela 47..Teste de Tukey para médias do fator polimerização dentro de 30 dias do fator tratamento e sorção do fator tempo.**

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	CONV	15	5.686667	5.686667
2	MICRO	15	6.910667	6.910667

**Tabela 48..Teste de Tukey para médias do fator polimerização dentro de 1 hora do fator tratamento e polimento do fator tempo.**

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	CONV	15	6.159333	6.159333
2	MICRO	15	6.232000	6.232000

**Tabela 49..** Teste de Tukey para médias do fator polimerização dentro de 1 hora do fator tratamento e sorção do fator tempo.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	CONV	15	6.969333	6.969333
2	MICRO	15	6.309333	6.309333

**Tabela 50.** Teste de Tukey para médias do fator tratamento dentro de convencional do fator polimerização e polimento do fator tempo.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	30DIAS	15	6.867333	6.867333
2	1HORA	15	6.159333	6.159333

**Tabela 51.** Teste de Tukey para médias do fator tratamento dentro de convencional do fator polimerização e sorção do fator tempo.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	30DIAS	15	5.686667	5.686667
2	1HORA	15	6.969333	6.969333

**Tabela 52.** Teste de Tukey para médias do fator tratamento dentro de microondas do fator polimerização e polimento do fator tempo.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	30DIAS	15	7.602667	7.602667
2	1HORA	15	6.232000	6.232000

**Tabela 53.** Teste de Tukey para médias do fator tratamento dentro de microondas do fator polimerização e sorção do fator tempo.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	30DIAS	15	6.910667	6.910667
2	1HORA	15	6.309333	6.309333

**Tabela 54.** Teste de Tukey para médias do fator tempo dentro de convencional do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	POLIT	15	6.867333	6.867333
2	SORCAO	15	5.686667	5.686667

**Tabela 55.** Teste de Tukey para médias do fator tempo dentro de convencional do fator polimerização e 1 hora do fator tratamento.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	POLIT	15	6.159333	6.159333
2	SORCAO	15	6.969333	6.969333

**Tabela 56.** Teste de Tukey para médias do fator tempo dentro de microondas do fator polimerização e 30 dias do fator tratamento.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	POLIT	15	7.602667	7.602667
2	SORCAO	15	6.910667	6.910667

**Tabela 57.** Teste de Tukey para médias do fator tempo dentro de microondas do fator polimerização e 1 hora do fator tratamento.

NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS
1	POLIT	15	6.232000	6.232000
2	SORCAO	15	6.309333	6.309333